

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Matej Voglar

**SPREMEMBE SENZORIČNO-
MOTORIČNIH FUNKCIJ TRUPA PRI
UPRAVLJAVCIH DVIGAL TER
UČINKOVITOST PREVENTIVNE
GIBALNE AKTIVNOSTI**

Doktorska disertacija

Izola, december 2016

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Smer študija

APLIKATIVNA KINEZIOLOGIJA

**SPREMEMBE SENZORIČNO-
MOTORIČNIH FUNKCIJ TRUPA PRI
UPRAVLJAVCIH DVIGAL TER
UČINKOVITOST PREVENTIVNE
GIBALNE AKTIVNOSTI**

Doktorska disertacija

MENTOR
Izr. prof. dr. Nejc Šarabon

Avtor
MATEJ VOGLAR

Izola, december 2016

Ime in PRIIMEK: Matej VOGLAR

Naslov doktorske disertacije: Spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa pri upravljalcih dvigal ter učinkovitost preventivne gibalne aktivnosti

Kraj: Izola

Leto: 2016

Število listov: 170 Število slik: 33 Število tabel: 21

Število prilog: 1 Št. strani prilog: 4

Število referenc: 265

Mentor: Izr. prof. dr. Nejc Šarabon

UDK: 616.711-007.5:796.012(043.3)

Ključne besede: Ponavljajoče sklanjanje, posturalni refleksni odzivi, togost trupa, bolečina v spodnjem delu hrbta, zdravje na delu.

Povzetek:

Delo v sklonjenem položaju je široko sprejet dejavnik tveganja za razvoj bolečine v spodnjem delu hrbta, vendar odgovorni mehanizmi še niso povsem pojasnjeni. Cilj disertacije je bil celovito ovrednotiti spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa (SMFT) po delu pri tistih upravljalcih dvigal, ki so izpostavljeni dalj časa trajajočemu ponavljajočemu sklanjanju. Dodatno je bil cilj oceniti učinke redne gibalne športne aktivnosti ter pasivne opore med delom na spremembe SMFT po delu. V prvem sklopu smo izvedli celovito vrednotenje SMFT pred in po končanem delovniku. Vključili smo 28 upravljavcev dvigal in primerljivo kontrolno skupino 49 moških, zaposlenih v istem podjetju. V drugem sklopu smo spremembe SMFT po delovniku preverili na razširjeni skupini 53 gibalno športno aktivnih in 49 neaktivnih moških. V tretjem sklopu (10 žensk in 11 moških) smo preverili učinkovitost pasivne opore zgornjega dela med sklanjanjem. Rezultati prvega sklopa so pokazali povečanje gibljivosti trupa ($p = 0,048$) po delu pri obeh skupinah, brez razlik med skupinama ($p = 0,943$). Skladno s hipotezo smo pokazali nasprotujoče spremembe latenc refleksnih odzivov ($p = 0,044$) s tendenco podaljšanja latenc iztegovalk trupa pri žerjavistih. Gibalna športna aktivnost je ugodno vplivala na preprečevanje utrujanja, saj so samo neaktivni preiskovanci po delu izkazali značilen upad največjega hotenega navora v smeri iztega ($p = 0,035$) in upogiba trupa ($p = 0,019$). Dodatno so aktivni preiskovanci izkazali značilno krajše latence refleksnih odzivov mišic iztegovalk trupa ($p = 0,008 - 0,013$). V laboratorijski študiji smo v nasprotju s hipotezo pokazali zmanjšanje podajnosti trupa ($p = 0,006$), ki nakazuje povečan upor motnjam po sklanjanju in povečanje refleksnega doprinosa ($p < 0,001$). Vsi učinki so bili manjši po podprtem sklanjanju. Najpomembnejši in originalen znanstveni doprinos tega raziskovanja so dokazi o povečanju intrinzične togosti trupa neposredno po dolgotrajnem sklanjanju. Povečanje togosti razloži tudi podaljšanje

refleksnih odzivov opaženo po delu pri upravljavcih dvigal. Povečanje togosti in pridruženo povečanje kompresijskih obremenitev je možen mehanizem nastanka bolečine v spodnjem delu hrbta. Drug pomemben doprinos so neposredni dokazi o učinkovitosti uporabe pasivne zunanje opore trupa na zmanjšanje negativnih učinkov dela v sklonjenem položaju. Posredno smo pokazali tudi potencialne pozitivne učinke gibalne/športne aktivnosti v prostem času na spremembe SMFT po delovniku.

Name and SURNAME: Matej VOGLAR

Title of doctoral thesis: Sensory-motor functions alterations in crane operators and the effects of preventive exercise activity

Place: Izola

Year: 2016

Number of pages: 170 Number of pictures: 33 Number of tables: 21

Number of enclosures: 1 Number of enclosure pages: 4

Number of references: 265

Mentor: Assoc. prof. dr. Nejc Šarabon

UDK: 616.711-007.5:796.012(043.3)

Key words: Prolonged intermittent trunk flexion, postural reflex reactions, intrinsic trunk stiffness, low back pain, health at work.

Abstract:

Working in flexed postures is a widely accepted risk factor for low back pain, nevertheless, underlying mechanisms are not completely clarified. The aim of this thesis was to comprehensively assess alterations of sensory-motor functions of the trunk (SMFT) following work in crane operators, exposed to prolonged intermittent trunk flexion. Further goal was to assess the effects of regular leisure-time physical activity and utilisation of external upper-body passive support during flexion on SMFT. In the first part 28 crane operators and 49 matched controls employed at the same company were assessed before and following daily work shift. In the second part, work related alterations of SMFT were assessed in larger sample of 53 active and 49 inactive male participants. In third part (10 females and 11 males), the effects of passive upper-body support during flexion was assessed. Results of first part have shown increased trunk flexion ($p = 0.048$) following work in both groups without significant differences ($p = 0.943$). In line with the hypothesis, reflex reaction latencies have shown opposing trends ($p = 0.044$) with the trend of increased multifidus latencies in crane operators following work. Physical activity has proved to have potential preventive role since only inactive participants presented significant flexion ($p = 0.019$) and extension ($p = 0.035$) moment reduction indicating fatigue. Furthermore, active participants presented with significantly shorter reflex reaction latencies of trunk extensor muscles ($p = 0.008 - 0.013$). Our laboratory experiment has shown decreased admittance ($p = 0.006$) (ie. increased resistance to force perturbations) and increased reflex gains ($p < 0.001$) following exposure. All the effects were smaller in supported condition. The most important and original contribution of these research is the evidence of the increased intrinsic trunk stiffness following prolonged trunk flexion. Increased stiffness shown is also in line with increased reflex latencies following work in crane operators and furthermore a

potential mechanism for low back pain development. Another important contribution is the direct evidence of the preventive role of passive upper body support during trunk flexion. Additionally, we have shown potential beneficial effects of leisure time physical activity on post work SMFT.



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

Podpisani/a Matej Voglar vpisna številka 89123011
izjavljam, da je doktorska disertacija z naslovom Spremembe senzorično-motoričnih
funkcij trupa pri upravljalcih dvigal ter učinkovitost preventivne gibalne aktivnosti
pod mentorstvom Izr. prof dr. Nejc-a Šarabon-a

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

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

Podpis mentorja: _____

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

Kraj in datum: _____ Podpis avtorja/ice: _____

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

ki je _____.

Kraj in datum: _____ Podpis avtorja/ice: _____

ZAHVALA

*Mentorju izr. prof. dr. Nejc Šarabonu iskrena hvala za strokovno vodenje, nasvete
in življenjske spodbude.*

Zahvala podjetju S2P za izdelavo tehničnih in programskih rešitev.

Zahvala Kaji in vsem ostalim, ki so pomagali pri izvedbi obsežnih meritev.

Zahvala Zorici za lektoriranje.

Zahvala mojim najbližjim, še posebej Lari, za vse razumevanje in podporo.

KAZALO VSEBINE

1	UVOD	1
1.1	Hrbtenica – gibljivi nosilni steber	2
1.2	Mehanizmi zagotavljanja stabilnosti trupa	12
1.2.1	Intrizična togost pasivnih struktur	13
1.2.2	Hotena mišična ko-aktivacija in povečanje znotraj-trebušnega pritiska 14	
1.2.3	Samodejna aktivacija mišic ob motnjah stabilnosti	16
1.3	Epidemiologija in etiologija bolečine v spodnjem delu hrbta	20
1.4	Dejavniki tveganja za nastanek bolečine v spodnjem delu hrbta ...	23
2	PREDMET, PROBLEM IN NAMEN	27
2.1	Epidemiologija in etiologija bolečine v spodnjem delu hrbta pri poklicih, ki zahtevajo sklanjanje	27
2.2	Spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa v povezavi z bolečino v spodnjem delu hrbta	32
2.3	Vpliv sklanjanja na mehanske lastnosti in senzorično-motorične funkcije trupa	39
3	CILJI IN HIPOTEZE	51
4	METODE DELA	53
4.1	Eksperiment 1 - Merjenje akutnih učinkov dela v sklonjenem položaju na nekatere senzorično-motorične funkcije trupa ter prepoznavo morebitnih trajnih prilagoditev	53
4.1.1	Preiskovanci	53
4.1.2	Merilni postopki in merilna oprema	54
4.1.3	Zajem in obdelave signalov	59
4.1.4	Statistična analiza	60
4.2	Eksperiment 2: Učinki gibalne športne aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta na senzorično motorične funkcije trupa izmerjene pred in po končanem delovniku	60
4.2.1	Preiskovanci	60
4.2.2	Merilni postopki in merilna oprema	61
4.2.3	Statistična analiza	61
4.3	Eksperiment 3	62
4.3.1	Preiskovanci	62
4.3.2	Merilni postopki in merilna oprema	63

4.3.3	Statistična analiza.....	68
5	REZULTATI	70
5.1	Adaptacije na delo v sklonjenem položaju	70
5.2	Spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa po delu v sklonjenem položaju in pri kontrolni skupini	72
5.3	Z delom povezane spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa pri aktivnih in neaktivnih preiskovancih z in brez bolečine v spodnjem delu hrbta.....	79
5.4	Vpliv dalj časa trajajočega sklanjanja na togost trupa in refleksne odzive ter analiza učinkov pasivne podpore za zgornji del trupa	88
5.4.1	Ponovljivost meritev	88
5.4.2	Aktivnost mišic iztegovalk trupa med sklanjanjem	89
5.4.3	Deformacija pasivnih struktur hrbtenice	92
5.4.4	Podajnost in refleksni doprinos med mehanskimi motnjami trupa	93
5.4.5	Nihanje projekcije centra pritiska na podlago med nestabilnim sedenjem.....	96
6	DISKUSIJA	97
6.1	Trajne prilagoditve na delo v sklonjenem položaju	98
6.2	Dnevne spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa po delovniku pri osebah, ki opravljajo delo v sklonjenem položaju	100
6.3	Spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa po sklanjanju z in brez zunanje opore.....	105
6.3.1	Deformacija pasivnih tkiv.....	106
6.3.2	Mišična aktivnost	107
6.3.3	Živčno-mišični nadzor.....	108
6.4	Z delom povezane spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa pri aktivnih in neaktivnih preiskovancih z in brez bolečine v spodnjem delu hrbta.....	111
6.5	Zaključna razprava	116
6.5.1	Omejitve izvedenih študij.....	125
7	Zaključek	126
8	LITERATURA	129

KAZALO PRILOG

PRILOGA 1: VPRAŠALNIK

1

KAZALO TABEL

<i>Tabela 1: Funkcionalna razdelitev mišic, ki pomembno prispevajo k stabilnosti spodnjega dela trupa.</i>	7
<i>Tabela 2: Različne vrste receptorjev in njihove značilnosti.</i>	11
<i>Tabela 3: Nivoji centralnega nadzora gibanja in njihova vloga.</i>	18
<i>Tabela 4: Demografski podatki preiskovancev, vključenih v prvi eksperiment</i>	54
<i>Tabela 5: Demografski podatki preiskovancev, vključenih v drugi eksperiment.</i>	61
<i>Tabela 6: Demografski podatki preiskovancev vključenih v tretji eksperiment.</i>	62
<i>Tabela 7: Rezultati primerjave žerjavistov in kontrolne skupine pred pričetkom dela z uporabo t-testa za neodvisne vzorce.</i>	71
<i>Tabela 8: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika in dela na gibljivost kolkov in ledvenega dela hrbtenice.</i>	73
<i>Tabela 9: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika in dela na največje navore in vzdržljivost trupa.</i>	75
<i>Tabela 10: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika in dela na nihanje skupne točke pritiska telesa na podlago.</i>	76
<i>Tabela 11: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika in dela na anticipatorne posturalne prilagoditve mišic trupa.</i>	77
<i>Tabela 12: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika in dela na posturalne refleksne odzive mišic trupa.</i>	78
<i>Tabela 13: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika, aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta na gibljivost kolkov in hrbtenice.</i>	81
<i>Tabela 14: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika, aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta na največje hotene navore hrbta v smeri iztega, upogiba in stranskega upogiba.</i>	83
<i>Tabela 15: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika, aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta na anticipatorne posturalne prilagoditve.</i>	86
<i>Tabela 16: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika, aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta na posturalne refleksne odzive.</i>	87
<i>Tabela 17: Prikazuje rezultate ponovljivosti meritev.</i>	89
<i>Tabela 18: Rezultati RMANOVA analize sprememb povprečne amplitude mišične aktivacije med podprtim in nepodprtim sklanjanjem.</i>	90
<i>Tabela 19: Rezultati RMANOVA analize učinkov podprtega in nepodprtega sklanjanja na aktivnost mišic trupa med aplikacijo 60 N sile v smeri naprej.</i>	91
<i>Tabela 20: Rezultati RMANOVA analize učinkov podprtega in nepodprtega sklanjanja na gibljivost ledvene hrbtenice v smeri upogiba.</i>	93

Tabela 21: Rezultati RMANOVA analize učinkov podprtega in nepodprtega sklanjanja na podajnost trupa in refleksni prirast aktivnosti mišic iztegovalk trupa.95

KAZALO SLIK

<i>Slika 1: Prikaz strukture molekul jedra medvretenčne ploščice.</i>	5
<i>Slika 2: Ponazoritev robustnosti stabilnosti na mehanske motnje s primerom posode.</i>	12
<i>Slika 3: Odnos med obremenitvijo in deformacijo ligamentov.</i>	14
<i>Slika 4: Izvedba meritev gibljivosti kolkov v smeri upogiba (A), iztega (B) in zunanje rotacije (C) ter izvedba meritev obsega upogiba trupa (D).</i>	55
<i>Slika 5: Prikaz meritev največjega navora v smeri iztega trupa (A) in v smeri upogiba trupa (B).</i>	56
<i>Slika 6: Meritve nihanja projekcije centra pritiska na podlago.</i>	57
<i>Slika 7: Meritev anticipacijskih posturalnih prilagoditev ob hitrih gibih rok.</i>	58
<i>Slika 8: Meritev posturalnih refleksnih reakcij.</i>	59
<i>Slika 9: Grafični prikaz zaporedja izvedbe meritev.</i>	63
<i>Slika 10: Položaj preiskovanca med aplikacijo perturbacij.</i>	67
<i>Slika 11: Položaj preiskovanca med meritvami nihanja centra pritiska na podlago med sedenjem na nestabilni podlagi.</i>	68
<i>Slika 12: Gibljivost kolkov pred delom in po končanem delovniku pri žerjavistih in kontrolni skupini.</i>	72
<i>Slika 13: Gibljivost ledvenega dela hrbtenice v smeri upogiba pred delom in po končanem delu pri žerjavistih in kontrolni skupini.</i>	73
<i>Slika 14: Največji navor v smeri iztega, upogiba ter stranskega upogiba pred delom in po končanem delu pri žerjavistih in kontrolni skupini.</i>	74
<i>Slika 15: Vzdržljivost mišic iztegovalk trupa, opredeljena kot čas vzdrževanja 60 % največje sile dosežene v smeri iztega trupa.</i>	74
<i>Slika 16: Rezultati meritev gibanja skupne točke pritiska telesa na podlago med stojo na odzivni nogi pred delom in po končanem delu pri žerjavistih in kontrolni skupini.</i>	75
<i>Slika 17: Čas pričetka anticipacijskih posturalnih prilagoditev, izražen glede na čas pričetka aktivacije primarne gibalne mišice za dvig rok (anteriorni del mišice deltoideus) pred delom in po končanem delu pri žerjavistih in kontrolni skupini.</i>	77
<i>Slika 18: Čas pričetka refleksnih odzivov izražen glede na čas nenadne obremenitve pred delom in po končanem delu pri žerjavistih in kontrolni skupini.</i>	78
<i>Slika 19: Prikazuje povprečno subjektivno oceno bolečine v spodnjem delu hrbta ocenjeno na vizualni analogni skali.</i>	79
<i>Slika 20: Vpliv gibalne/športne aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta (BSH) na obseg gibljivosti izmerjeno pred in po končanem delu.</i>	80

<i>Slika 21: Prikaz značilne interakcije aktivnosti in bolečin v spodnjem delu hrbta na obseg gibljivosti ledvene hrbtenice v smeri upogiba.</i>	<i>80</i>
<i>Slika 22: Sprememba največjega navora v smeri iztega in upogiba trupa, izmerjena pred in po končanem delovniku pri športno/gibalno aktivni in neaktivni skupini preiskovancev.</i>	<i>82</i>
<i>Slika 23: Prikaz značilne interakcije aktivnosti in bolečin v spodnjem delu hrbta na največji navor v smeri upogiba trupa.</i>	<i>82</i>
<i>Slika 24: Spremembe parametrov nihanja projekcije skupne točke pritiska na podlago med stojo na eni nogi pred in po končanem delovniku pri športno/gibalno aktivni in neaktivni skupini preiskovancev z in brez bolečine v spodnjem delu hrbta.</i>	<i>84</i>
<i>Slika 25: Sprememba časa anticipatornih posturalnih prilagoditev, izmerjenih pred in po končanem delovniku pri športno/gibalno aktivni in neaktivni skupini preiskovancev z bolečino in brez bolečine v spodnjem delu hrbta.</i>	<i>85</i>
<i>Slika 26: Prikaz značilne interakcije aktivnosti in bolečin v spodnjem delu hrbta na čas anticipatornih posturalnih prilagoditev mišice erector spinae.</i>	<i>85</i>
<i>Slika 27: Sprememba latenc posturalnih refleksnih reakcij pred in po končanem delovniku pri športno/gibalno aktivni in neaktivni skupini preiskovancev z bolečino in brez bolečine v spodnjem delu hrbta.</i>	<i>88</i>
<i>Slika 28: Povprečna amplituda mišične aktivacije iztegovalk trupa med podprtim in nepodprtim sklanjanjem.</i>	<i>90</i>
<i>Slika 29: Vpliv podprtega in nepodprtega sklanjanja na aktivacijo mišic iztegovalk trupa pri moških in ženskah.</i>	<i>92</i>
<i>Slika 30: Vpliv podprtega in nepodprtega sklanjanja na obseg gibljivosti trupa v smeri upogiba pri moških in ženskah.</i>	<i>93</i>
<i>Slika 31: Vpliv podprtega in nepodprtega sklanjanja na podajnost trupa v smeri upogiba.</i>	<i>94</i>
<i>Slika 32: Vpliv podprtega in nepodprtega sklanjanja na prirast refleksnih odzivov mišic iztegovalk trupa.</i>	<i>95</i>
<i>Slika 33: Vpliv podprtega in nepodprtega sklanjanja na nekatere parametre gibanja centra pritiska na podlago.</i>	<i>96</i>

1 UVOD

Pokončna drža in bipedalni način gibanja sta evolucijski prilagoditvi človeka, ki sta omogočili številne prednosti. Človek je tako sprostil roke za seganje in nošenje, povečal vidno polje in zmanjšal porabo energije med gibanjem (Sokol, Raichlen & Pontzer, 2007). Za prehod v pokončni položaj so bile potrebne številne prilagoditve mišično-skeletnega sistema. Okrepile so se spodnje okončine in skrajšale zgornje, kar je omogočilo učinkovitejša hojo in tek. Največ sprememb se je zgodilo v predelu medenice in hrbtenice, med katerima sta se položaj in smer delovanja sil povsem spremenila. Pojavila se je značilna ukrivljenost hrbtenice. Večjim obremenitvam so se prilagodili medenica in ledvena vretenca. Postali so krajši in širši. Toda obremenitve se niso povečale le zaradi spremenjenega položaja. Proste roke so omogočile rokovanje s predmeti in tudi hitra sunkovita gibanja, kot so meti. Funkcija mišic se je prilagodila novim zahtevam in omogočila na eni strani stalno upiranje gravitaciji ter na drugi strani občasno upiranje zelo velikim navorom. S spremembo drža so se pomembno spremenile ravnotežne zahteve, saj se je podporna površina občutno zmanjšala in težišče telesa prestavilo višje. S tem se je povečala potreba po učinkovitem živčno-mišičnem upravljanju. Za ohranjanje pokončne drža je namreč potrebno neprestano spremljanje trenutnega položaja in sprotno uravnavanje mišične aktivnosti z namenom preprečevanja velikih odmikov od ravnovesnega položaja in posledične izgube stabilnosti.

Prilagajanje človeka zahtevam okolja ni le evolucijskega značaja. Sprotne prilagoditve se dogajajo neprestano v odvisnosti od zahtev okolja. Le-te so se v bližnji zgodovini spreminjale hitreje kot kadarkoli prej. V nekaj desetletjih je zahodni svet prešel od pretežno poljedelskega in kasneje industrijskega načina življenja, ki sta zahtevala precejšnjo mero fizične aktivnosti, do modernega, pretežno sedečega življenjskega sloga. Velika večina težjih fizičnih del se danes opravlja strojno, pri čemer je človek le upravljavec v kabini ali celo v nadzorni sobi. Presenetljivo je, da se z zmanjšanjem obremenitve pojavnost okvar mišično-skeletnega sistema ni sorazmerno zmanjšala. Še več, pojavnost bolečine v spodnjem delu hrbta (BSH), ki je najpogostejša mišično-skeletne bolečina pri delovno aktivni populaciji, se v državah v razvoju še zmeraj povečuje (Maher, 2000).

BSH tako pogosto imenujemo kar pandemija 21. stoletja. Podatki Eurobarometra (European Commission, 2007) kažejo, da je kar tretjina prebivalcev Evrope imela BSH v zadnjih 4-ih tednih. Raziskava globalnih učinkov različnih bolezni je pokazala,

da BSH povzroči največ preživelih let z gibalno oviranostjo, torej zmanjšano sposobnostjo opravljanja tako delovnih, kot dnevnih aktivnosti (Vos idr., 2012). BSH predstavlja posledično velik socialni in ekonomski problem, saj je zdravljenju BSH namenjenih med cca 6 in 7 % skupnih zdravstvenih izdatkov. Čeprav je posredne stroške povezane z BSH težko določiti, so Dagenais, Caro in Haldeman (2008) v sistematičnem pregledu ocenili, da v Združenih Državah Amerike direktni stroški znašajo med 12 in 90 milijard dolarjev, posredni stroški pa kar okoli 625 milijard. Izkaže se torej, da je približno le 15 % stroškov povezanih z zdravljenjem BSH, kar 85 % pa je posrednih stroškov povezanih z zmanjšano delovno sposobnostjo, bolniško odsotnostjo, trajno nezmožnostjo za delo in odškodninskimi zahtevki (Dagenais idr., 2008).

Kljub uvajanju nekaterih preventivnih ukrepov so le redke države uspele trend obrniti na bolje, in sicer s sistematičnim uvajanjem preventivnih ukrepov (Maher, 2000). Izboljšanje ukrepov na področju preprečevanja BSH je tako tudi v interesu delodajalcev. Snovalci strategij so prepoznali problematiko in zdaj skladno s politikami EU stremijo k razvoju ukrepov, ki temeljijo na dokazih. Kot eden pomembnejših dejavnikov tveganja se v literaturi sistematično izkazuje delo v sklonjenem položaju. Slednje na eni strani neposredno poveča obremenitve na spodnji del hrbta in na drugi strani povzroči spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa, ki lahko povečajo tveganje za nastanek BSH. Za uspešnost ukrepov je potrebno poglobljeno razumevanje mehanizmov nastanka BSH in izboljšanje postopkov za objektivno vrednotenje motoričnih sposobnosti in živčno-mišičnega upravljanja. V disertaciji se bomo osredotočili na preučevanje učinkov opravljanja dela v sklonjenem položaju s poudarkom na senzorično-motoričnih funkcijah trupa (SMFT), ki so lahko povezane z nastankom BSH. Del raziskav smo izvedli v realnem delovnem okolju, kar je redkost na področju proučevanja fizioloških učinkov dela na zaposlene. V ta namen smo razvili inovativno merilno opremo, ki omogoča objektivno vrednotenje širokega nabora izbranih funkcij trupa.

1.1 Hrbtenica – gibljivi nosilni steber

Človeška hrbtenica je kompleksna večsklepna struktura, katere glavni funkciji sta varovanje hrbtenjače in prenos obremenitev med zgornjim delom telesa in medenico. Čeprav je njena vloga v prvi vrsti podporno-varovalna, mora hrbtenica omogočati gibanje. Najmanjšo funkcionalno enoto tako predstavlja gibljivi segment, ki je

sestavljen iz dveh sosednjih vretenc in pripadajočih mehko-tkivnih struktur. Hrbtenica tako omogoča veliko število prostosti gibanja, saj so v vsakem od gibljivih segmentov možne rotacije okoli vseh treh osi (čelne, bočne in navpične) ter drsenja v vseh treh ravninah (čelni, bočni in prečni), kar samo za ledveni del znese kar 36 prostosti gibanj (McGill, 2001). Za omogočanje združevanja dveh na videz nasprotujočih si funkcij nudenja opore in omogočanja gibanja je potreben kompleksen in natančen stabilizacijski sistem. Za lažje razumevanje mehanizmov zagotavljanja stabilnosti hrbtenice je že v devetdesetih letih Panjabi (1992) stabilizacijski sistem hrbtenice razdelil na tri funkcionalne podenote:

- pasivni mišično-skeletni podsistem vključujoč vretenca, medvretenčne ploščice, ligamente, sklepne ovojnice in vezivne ovojnice ter tudi pasivne lastnosti mišic;
- aktivni podsistem vključujoč mišice in pripadajoče tetive;
- nadzorni živčni podsistem, centralni in periferni, vključno z receptorji v pasivnem in aktivnem podsistemu.

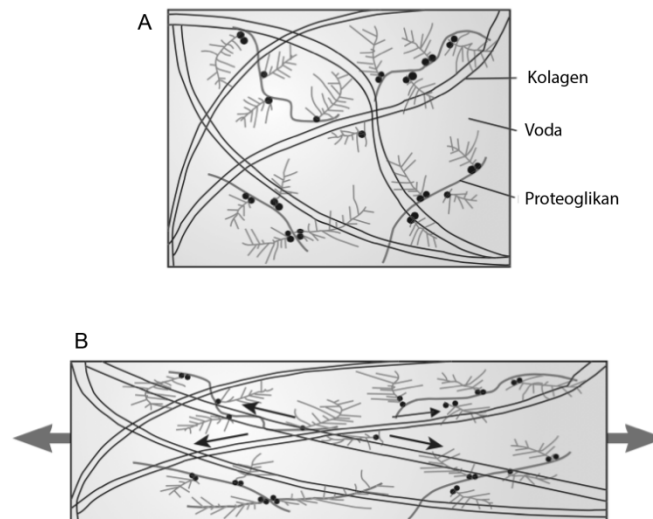
Vsako vretenca v prsnem in ledvenem delu hrbtenice je sestavljeno iz telesa, loka, dveh zgornjih in dveh spodnjih sklepnih odrastkov, dveh stranskih odrastkov ter trnastega odrastka (Hribernik & Drobnic, 2014). Ker se s prehajanjem na nižje nivoje masa, ki jo vretenca podpirajo, povečuje, sta se je temu prilagodili tudi oblika in velikost vretenc. Telesa vretenc, ki so zasnovana za zoperstavljanje kompresijskim obremenitvam, so v ledvenem delu širša, kar zmanjša obremenitev na enoto površine. Neposredno za telesi vretenc poteka hrbtenični kanal, ki ga obdajajo loki vretenc. Med dvema sosednjima vretencema so fasetni sklepi ali zigapofizialni sklepi, ki so pravi sinovialni sklepi (sklepne površine prekriva hrustanec in so obdane s sklepno ovojnico) (Ebraheim, Hassan, Lee & Xu, 2004). Sklepe tvorita inferiorna sklepna odrastka zgornjega in superiorna sklepna odrastka spodaj ležečega sosednjega vretenca (Hribernik & Drobnic, 2014). Orientiranost sklepnih površin fasetnih sklepov se med posameznimi nivoji razlikuje in tako določa gibanje posameznih gibljivih segmentov. V prsnem delu njihov položaj omogoča predvsem stranski upogib in sukanje, v veliki meri pa omejuje upogib in izteg. Sklepne površine so v ledvenem delu orientirane pretežno v bočni ravnini, kar omogoča predvsem upogib, izteg in nekaj stranskega upogiba ter v večji meri omejuje sukanje trupa (Nordin & Frankel, 2012).

Križnična vretenca so zraščena v križnico, preko katere se masa zgornjega dela telesa prenaša na medenico. Križnica je v zgornjem delu širša (baza), navzdol pa se zoži in ima obliko zagozde. Na vsaki strani se stika s črevnicama v križnično-črevničnem sklepu, ki je prav tako pravi sinovialni sklep (O'Sullivan & Beales, 2007). Ko se baza

križnice pomika naprej glede na medenico, opisujemo gib nutacije in obratno, ko se pomika nazaj, opisujemo gib kontranutacije v križnično-črevničnem sklepu. Sama oblika sklepa nakazuje njegovo pretežno nosilno vlogo. Kljub temu je v sklepu mogočih 2 do 8° giba v različnih smereh (Goode idr., 2008). Biomehanske analize nakazujejo, da sklep deluje predvsem kot blažilec sil in tako pomembno doprinese k zaščiti medvretenčnih sklepov.

Med tesli sosednjih vretenc so medvretenčne ploščice, ki imajo tri glavne naloge in sicer povezovanje vretenc, razporeditev in blažitev sunkov sil ter omogočanje tridimenzionalnega gibanja (Whatley & Wen, 2012). Sestavljena so iz jedra medvretenčne ploščice (nucleus pulposus), ki je obdano z več plastmi krožno razporejenega vezivnega oboda (anulus fibrosus). Na zgornji in spodnji strani se medvretenčna ploščica konča s ploskim hialinim hrustancem, ki ga imenujemo končna ploščica. Le-ta predstavlja glavino stičišča med medvretenčno ploščico in telesoma vretenc (Hribernik & Drobnic, 2014). Vse tri strukture medvretenčne ploščice vsebujejo hondrocitom podobne celice in druge molekule, ki so tudi sicer značilne za hrustance (Whatley & Wen, 2012). Jedro je sestavljeno iz dobro hidriranega gela, ki vsebuje agrekane, naključno organizirana kolagenska vlakna in krožno organizirana elastinska vlakna. Nasprotno vsebujejo koncentrično organizirani obroči vezivnega oboda vzporedno razporejena kolagenska vlakna (15 do 25). Med plastmi kolagenskih ležijo elastinska vlakna (Raj, 2008). Čeprav so gradniki jedra in oboda podobni, se občutno razlikujejo v opisani razporeditvi in predvsem v razmerju posameznih gradnikov. Kolagen predstavlja 70 % suhe mase oboda in le 20 % suhe mase jedra. Nasprotno vsebuje jedro medvretenčne ploščice več vode (80 %) in proteoglikanov (15 %) kot obod (približno 70 % vode in 5 % proteoglikanov) (Raj, 2008). Agrekani se med seboj odbijajo in tako tvorijo gosto strukturno mrežo, ki zadržuje molekule vode. Agrekani se vežejo na centralno hialuronsko kislino v razvejani obliki in skupaj tvorijo proteoglikan (Nordin & Frankel, 2012). V jedru torej višji odstotek proteoglikanov, ki so negativno nabiti, omogoča zadrževanje velikega odstotka vode in ohranjanje osmotskega tlaka v jedru (Whatley & Wen, 2012). Med razporejene proteoglikane so vpeta kolagenska vlakna, ki dajejo vezivno strukturo in jih najdemo v višjem odstotku v obodu in končni ploščici medvretenčne ploščice (Nordin & Frankel, 2012).

Slika 1: Prikaz strukture molekul jedra medvretenčne ploščice.



V razbremenjenem stanju (A) so proteoglikani razvejani, saj se med seboj odbijajo in tvorijo mrežo, ki zadržuje molekule vode. Pod obremenitvijo (B) se stisnejo in voda se postopoma iztiska. Vir slike: Nordin & Frankel (2012).

Normalna zdrava medvretenčna ploščica je kot ostali hrustanci brez lastnih žil in velja za slabo oživčeno strukturo, ki jo oživčujejo le senzorna vlakna in vlakna simpatikusa. V zdravi medvretenčni ploščici je oživčen le obod, ki ga oživčujejo predvsem sprednje veje spinalnega živca in veje rekurentnega sinuvertebralnega živca. Oživčenost je več segmentna, kar pomeni, da posamezna živčna korenina oživčuje več sosednjih medvretenčnih ploščic (Raj, 2008). Mehanoreceptorji, ki so locirani na živčnih končičih, se odzovejo na mehanske obremenitve in sprožijo akcijske potenciale ter tako omogočijo direkten odziv na mehanske dražljaje. Mehanoreceptorji, ki se nahajajo v obodu medvretenčne ploščice, so Pacinijeva telesca, Rufinijevi končiči in Golgijevim podobni organi (Tsai, Cheng, Chen & Lai, 2014). Njihova vloga je neprestano spremljanje položaja, hitrosti in pospeškov ter napetosti. Zastopanost posameznih receptorjev se razlikuje na sprednji in zadnji strani oboda, kar je verjetno posledica delovanja različnih sil med gibi. Dimitroulias in sodelavci (2010) so v več kot polovici analiziranih diskov ledvenih medvretenčnih ploščic pokazali prisotnost prostih živčnih končičev, ki so najverjetneje odgovorni predvsem za zaznavo bolečine.

Vretenca dodatno povezujejo ligamenti, ki imajo pomembno vlogo pri stabilizaciji hrbtenice. Na sprednji strani teles vretenc poteka po vsej dolžini hrbtenice sprednji vzdolžni ligament. Gre za močan širok ligament, ki se pripenja na telesa vretenc in medvretenčne ploščice. Sestavljajo ga daljša površinska in krajša globoka vlakna, ki čvrsto povezujejo sosednji vretenci. Podoben potek in sestavo ima tudi zadajšnji

vzdolžni ligament, ki poteka po zadajšnji strani teles vretenc, znotraj hrbteničnega kanala. Ligament se v predelu vretenc zoži in razširi v predelu medvretenčnih ploščic. Med laminami sosednjih vretenc poteka rumeni ligament, ki obdaja zadajšnjo stran hrbteničnega kanala in se na straneh stika s tanko kapsulo fasetnih sklepov. Ligamenti potekajo tudi med kostnimi odrastki. Med trnastimi odrastki potekajo globlje interspinalni ligamenti in tik pod površjem še supraspinalni ligamenti. V ledvenem delu med stranskimi odrastki potekajo še intertransverzalni ligamenti (Ebraheim idr., 2004).

Prisotnost živčnih končičev občutljivih na statične in dinamične mehanske dražljaje z nizkim pragom vzdražnosti kaže na vlogo ligamentov v zaznavi gibanja in položaja sklepov oziroma hrbtenice (Sjölander, Johansson & Djupsjöbacka, 2002). Ligamenti vsebujejo enake mehanoreceptorje kot obod medvretenčne ploščice. Prisotni so torej Golgijevi organi, Pacinijeva telesca in Ruffinijevi končiči ter prosti živčni končiči (Moshe Solomonow, 2009; Yahia, Newman & Rivard, 1988). Ligamenti torej vplivajo na stabilnost sklepov s svojo mehansko in senzorno vlogo. Značilnosti posameznih mehanoreceptorjev bodo opisane v nadaljevanju.

Čeprav opisane pasivne strukture hrbtenice pomembno vplivajo na njeno stabilnost, je brez koordiniranega delovanja aktivnih elementov ne morejo zagotavljati. Študije na kadavrih so pokazale, da ob odstranitvi mišic že zelo majhne aksialne obremenitve povzročijo ukrivitev in izgubo stabilnosti hrbtenice (Crisco & Panjabi, 1992). Aktivni podsistem zajema mišice in tetive, ki varujejo ledveno hrbtenico pred prekomernimi gibi in omogočajo vzdrževanje pokončnega položaja. Bergmark (1989) je aktivni podsistem razdelil in opisal klinično uporabni koncept lokalnih in globalnih mišic. Po tej delitvi vse mišice, ki potekajo med medenico in prsnim košem ter imajo narastišče ali prijemališče na vretencih, pripadajo lokalnemu sistemu (izjema je m. psoas, ki ima globalno mehansko vlogo). V tej delitvi k lokalnemu sistemu prištevamo predvsem globlje ležeče mišice, katerih naloga je zagotavljanje mehanske togosti in nadzor med-segmentnega gibanja. H globalnemu sistemu prištevamo površinske mišice, katerih naloga je predvsem prenašanje sil med prsnim košem in medenico. Kasneje so različni avtorji opredelili razdelitev mišic hrbtenično-medeničnega predela glede na njihovo funkcijo na stabilizacijske (enosklepne s segmentalnimi prirastišči) in mobilizacijske mišice (dvo- in večsklepne z mehansko ugodnejšimi prijemališči). Z združevanjem teh dveh delitev je nastal tretji sistem delitve, ki upošteva oba vidika. Tako lahko mišice razdelimo na lokalne stabilizatorje, globalne stabilizatorje in globalne mobilizatorje (tabela 1) (Comerford & Mottram, 2001).

Tabela 1: Funkcionalna razdelitev mišic, ki pomembno prispevajo k stabilnosti spodnjega dela trupa.

	LOKALNI STABILIZATORJI	GLOBALNI STABILIZATORJI	MOBILIZATORJI
MIŠICE	Multifidne mišice (globoke plasti) Rotatorji Velika ledvena mišica (posteriorni sloji) Prečna trebušna mišica Mišice medeničnega dna	Poševne trebušne mišice Spinalne mišice Srednja zadnjična mišica Velika ledvena mišica (anteriorni sloj) Ledvena kvadratasta mišica	Prema trebušna mišica Iliokostalna mišica Piriformna mišica Široka hrbtna mišica
MIŠIČNA AKTIVNOST	Sprememba dolžine mišice je minimalna in ne prispeva pomembno k obsegu giba. Povečana mišična togost za nadzor segmentnega gibanja	Dolžina mišice se najpogosteje spreminja v smeri nadzorovanega podaljševanja. Ustvarjajo silo za nadzorovanje giba.	Dolžina mišice se najpogosteje skrajšuje v smeri giba. Ustvarjajo navore za izvedbo obsega giba.
VLOGA	Nadzor nevtralnega položaja sklepa. Proprioceptivna zaznava položaja sklepa ter obsega in hitrosti gibanja	Funkcionalne zmožnosti: i) skrajšati se skozi notranji obseg giba (mišica je aktivna, sklep pa pasiven); ii) izometrično zadrževanje položaja; iii) ekscentrični nadzor gibanja proti gravitaciji in nadzor hipermobilnega zunanjšega obsega mišice Nizko obremenitveno zaviranje zagona (posebej v prečni ravnini - rotacije)	Prenos bremena med prsnim košem in medenico. Pospeševanje giba (posebno v sagitalni ravnini: upogib/izteg) Absorpcija šoka zaradi bremena.

Povzeto po Comerford in Mottram (2001).

V mišicah in pripadajočih tetivah so motorične in senzorične funkcije dobro določene. Mišice imajo pomemben senzorni doprinos pri zaznavi položaja in gibanja telesa. Za to sta odgovorni dve vrsti receptorjev, ki zagotavljata pomembne proprioceptivne informacije. V mišicah najdemo mišična vretena, ki so občutljiva na spremembo dolžine mišice. Na prehodu v tetivo so Golgijevi tetivni organi, ki so občutljivi na povečanje sile.

Mišična vretena so majhni inkapsulirani receptorji, ki imajo tri glavne dele (Kandel, Schwartz & Jessell, 2000).:

- specializirana intrafuzalna mišična vlakna, katerih srednji del se ne krči,
- debele mielizirane senzorne živčne končiče, ki obdajajo srednje dele intrafuzalnih mišičnih vlaken in
- tanjša mielizirana motorična vlakna, ki oživčujejo kontraktilne stranske dele intrafuzalnih vlaken.

Ko se dolžina mišice poveča, se poveča obremenitev na vreteno, kar aktivira senzorne živčne končiče mišičnega vretena in sproži akcijske potenciale. Kontraktilni krajni deli intrafuzalnih vlaken skrbijo za prilagoditev napetosti vretena po spremembi položaja sklepa in posledično dolžine mišice. Dolžino uravnavajo motorični nevroni in tako skrbijo za občutljivost mišičnih vreten. Ločimo dva tipa intrafuzalnih vlaken in sicer verižna in vrečasta intrafuzalna vlakna. Slednja lahko nadalje razdelimo na statična in dinamična. Vsako vreteno ima 2 do 3 vrečasta intrafuzalna vlakna in različno število (običajno 5) verižnih intrafuzalnih vlaken. V mišičnem vretenu sta tudi dva tipa senzornih živčnih vlaken. Primarni končiči (Ia vlakna) so oviti okoli centralnih delov obeh tipov intrafuzalnih vlaken. Sekundarni končiči (vlakna tipa II) so umeščeni tik ob srednjih območjih (mesto Ia vlaken) dinamičnih vrečastih in verižnih intrafuzalnih vlaknih (Kandel idr., 2000). Delitev v strukturi kaže na dvojno vlogo zaznave statičnega položaja (primarni in sekundarni končiči) in zaznave hitrosti spremembe položaja (primarni končiči). Občutljivost primarnih končičev na majhne spremembe dolžine je ključnega pomena za hitre korekcije mišične sile.

Golgijevi tetivni organi so inkapsulirani receptroji, ki ležijo na stičišču kontraktilnega dela mišice in tetivo. Njihova vloga je zaznava napetosti. Posamezni tetivni organ oživčuje akson (Ib živčna vlakna), ki je znotraj kapsule prepleten med kolagenska vlakna. Že najmanjše raztezanje tetive povzroči izravnavanje kolagenskih vlaken, ki ob tem stisnejo živčne končiče in povzročijo njihovo aktivacijo. Tetivni organi so tako delno aktivirani že med običajnim gibanjem (Kandel idr., 2000).

V zadnjem obdobju je veliko pozornosti namenjene mišičnim ovojnica in vezivnim povezavam. V različnih definicijah izraz vezivna ovojnica vključuje različne vezivne strukture. Schleip, Jäger in Klingler (2012) predlagajo vključitev vseh vezivnih kolagenskih struktur, ki so del sistema za prenašanje sil. Tako široko pojmovanje, ki zajema tudi specializirane strukture, kot so tetive in ligamenti lahko povzroči obilo zmede. V tem delu bomo govorili le o globlje ležečih vezivnih ovojnicah imenovanih tudi prave ovojnice (ang. proper fascia), ki obdajajo mišice in organe (Benjamin,

2009; Robert Schleip idr., 2012). Vezivno mišično medcelično tkivo sestavljajo endomisium (obdaja posamezno mišično vlakno) in perimisium (obdaja mišične snope) ter epimisium, ki obdaja celotno mišico in se nadaljuje v tetivo, ki pripenja mišico na kost (Findley & Shalwala, 2013). Vezivne ovojnice imajo pomembno vlogo pri ločevanju posamičnih mišic ter združevanju mišičnih skupin v sklope (ang. compartment). Omogočajo dobro drsenje mišic in drugih struktur (tetiv, kože itd.) ter tako omogočajo učinkovit prenos sil.

Vezivne ovojnice niso izolirane strukture, temveč so kontinuirano tkivo v telesu. Neprestano se prilagajajo spremembam volumna med mišičnim krčenjem in prenašajo visoke tlake brez poškodb. Kot kažejo novejši rezultati, vezivne ovojnice niso popolnoma pasivne strukture. Odzivi na mehanske in kemične dražljaje namreč nakazujejo prisotnost kontraktilnih struktur podobnih gladkim mišicam (Schleip, Klingler & Lehmann-Horn, 2005). Yahia, Pigeon in DesRosiers (1993) predvidevajo, da se mehanske lastnosti vezivnih ovojnic spremenijo s ponovljenimi obremenitvami. V študiji so pokazali, da se togost vezivne ovojnice s ponovitvami poveča in posledično enaka obremenitev povzroči manjšo deformacijo ovojnice. Upoštevajoč obsežnost vezivnih ovojnic in njihovo neprekinjeno povezanost je lahko njihov učinek na biomehaniko gibanja pomemben.

Najpogosteje se ovojnice imenujejo po anatomskih strukturah, ki jih obdajajo. V področju trupa je največja in pogosto preučevana hrbtna vezivna ovojnica (ang. Thoracolumbarna fascija). Ta se nahaja tako v prsnem, kot v ledvenem predelu in prekriva mišice iztegovalke trupa. V prsnem delu se proti sredini narašča na trnaste odrastke in proti strani na rebra. Tudi v ledvenem delu se proti sredini narašča na trnaste odrastke, a dodatno tvori močno vezivno strukturo (aponevrozo), ki se proti strani povezuje s ploskimi mišicami trebušne stene. Deli se v tri plasti, od katerih najgloblja obdaja kvadratasto ledveno mišico, srednja in površinska pa tvorita ovoj mišic multifidus in iztegovalk trupa. Hrbtna vezivna ovojnica se na spodnji strani narašča na križnično-črevnični ligament (iliolumbar ligament), greben črevnice (Crista illiaca) in križnično-črevnični sklep. Povezana je tudi s supraspinalnimi in interspinalnimi ligamenti ter kapsulami fasetnih sklepov.

Površinska plast hrbtne ovojnice je neposredno povezana z ovojnico velike hrbtne mišice, veliko zadnjično mišico, zunanjo poševno trebušno mišico (OE, lat. obliques externus) in kapucasto mišico. Študije na kadavrih so pokazale, da predvsem povrhnja plast doprinese k prenosu sil med zgornjim in spodnjim delom telesa (Vleeming, Pool-Goudzwaard, Stoeckart, van Wingerden & Snijders, 1995). Novejše

študije potrjujejo vlogo hrbtno ovojnice pri prenašanju sil med veliko hrbtno mišico in veliko zadnjično mišico (Carvalhais idr., 2013). Gattou in sodelavci (2010) so s pomočjo tridimenzionalnega matematičnega modela proučevali napore, ki jih ob mišični aktivnosti povzroči hrbtna ovojnica na hrbtnico. Pokazali so, da med pokončno stoji povzročata hrbtna ovojnica navor v smeri upogiba na zgornja ledvena vretenca in navor v smeri iztega na spodnji ledveni vretenci. Model predvideva, da se navor v smeri iztega med upogibom hrbta zmanjša. Upoštevajoč potek hrbtno ovojnice je Bergmark (1989) opisal tri mehanske vloge, in sicer:

- prenos sil mišic na skeletni sistem,
- prenos sil neposredno med skeletnimi elementi in
- prenos prečnih sil med hrbtnico in dolgimi iztegovalkami trupa.

Ovojnica ima torej neposreden učinek na napore ledvenega dela hrbta, kakor tudi pomembno vlogo pri prenosu sil.

Pokazana je bila tudi senzorna vloga vezivnih ovojníc saj so le-te zelo dobro oživčene. Yahia in sodelavci (1992) so pokazali prisotnost inkapsuliranih Rufinijevih končičev in Paccinijevih telesc. Ti mehanoreceptorji se najpogosteje nahajajo v bližini krvnih žil in v bližini gostih snopov kolagenskih vlaken. Živčna vlakna znotraj ovojníc so najpogosteje orientirana pravokotno na potek kolagenskih vlaken, kar omogoča občutljivost na razteg (Stecco idr., 2008). Vezivna ovojnica vsebuje tudi številne proste živčne končiče odgovorne za zaznavo bolečine, ki zaznavajo predvsem mehanske preobremenitve in kemijske mediatorje vnetja.

Potrebno je omeniti še senzorno vlogo kože. Površinske vezivne ovojnice omogočajo dobro mobilnost kože preko sklepov (npr. zadnja stran dlani), ki se zaradi svoje elastičnosti po premikih povrne v svoj prvoten položaj. Na drugih delih (npr. na dlani) je koža čvrsto povezana s spodaj ležečim vezivnim tkivom, katerega plasti so čvrsto povezane z namenom zmanjševanja premikov kože (Benjamin, 2009). Zaznavo s pomočjo kože lahko razdelimo na štiri glavne skupine, in sicer na občutek za razločevanje dotika (prepoznavo oblik, velikosti, strukture objektov in njihovo premikanje po koži), občutek za položaj in gibanje (udov in telesa), občutek za bolečino (zaznava poškodbe tkiva ali kemičnega draženja, kar se občuti kot bolečina) ter občutek za temperaturo (zaznava toplote in hladu) (Kandel idr., 2000).

Večina struktur ima torej poleg mehanske tudi pomembno senzorno vlogo. Vse periferne senzorne informacije potujejo po živčnih celicah zadnjega roga hrbtnjenjače (debelejša vlakna prevajajo informacije hitreje) (Kandel idr., 2000). Živčna vlakna se lahko distalno končajo s prostimi živčnimi končiči ali z inkapsuliranimi končiči.

Različni končiči (receptorji) se med seboj razlikujejo po pragu vzdražnosti in hitrosti prilagajanja (tabela 2).

Tabela 2: Različne vrste receptorjev in njihove značilnosti.

Receptor	Umestitev	Tip živca (μm)	Značilnosti
Mišično vreteno	Mišično vlakno	Ia, (12-20) II (6-12)	Nizek prag vzdražnosti; Počasna adaptacija
Golgijev organ	Mišično-tetivni prehod, medvretenčna ploščica, ligamenti	Ib (12-20)	Visok prag vzdražnosti; Počasna adaptacija
Pacinijeva telesca	Medvretenčna ploščica, ligamenti, vezivne ovojnice, koža (globlje)	II (8-12)	Nizek prag vzdražnosti; Hitra adaptacija; Zelo občutljivi na pospeške in pojemke
Rufinijevi končiči	Medvretenčna ploščica, ligamenti, vezivne ovojnice, koža (globlje)	II (5-9)	Nizek prag vzdražnosti; Počasna adaptacija; Informacije o položaju, znotraj sklepne tlaku, amplitudah in hitrosti gibov
Meisnerjeva telesca	Koža (površina)		
Merklovi diski	Koža (površina)		
Prosti končiči	Mišica, medvretenčna ploščica, ligamenti, vezivne ovojnice, koža	III (2-6) IV (0,5-2)	Vzdražijo se šele, ko tkivu grozi poškodba; Počasna adaptacija; Občutljivi tudi na kemijske dražljaje (mediatorje vnetja)

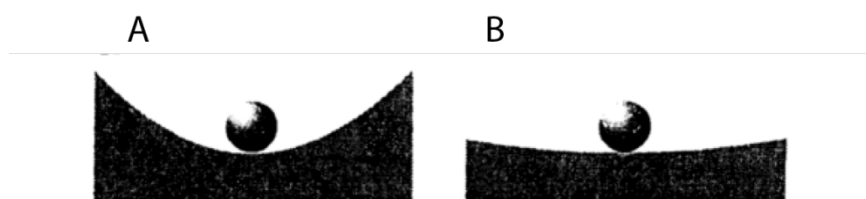
Povzeto po: (Kandel idr., 2000; Simmonds, Miller & Gemmell, 2012).

Sprva se je pomembno vlogo pripisovalo predvsem sklepnim mehanoreceptorjem. Kasneje so študije pokazale, da je njihov doprinos manjši v srednjem delu obsega gibljivosti in se poveča šele blizu končnih položajev. Tradicionalno se sklepa, da imajo v srednjem položaju sklepov najpomembnejšo vlogo mišična vretena in Golgijevi tetivni organi (Lephart & Fu, 2000). Le receptorji v mišicah imajo namreč možnost aktivnega prilagajanja občutljivosti v različnih položajih.

1.2 Mehanizmi zagotavljanja stabilnosti trupa

Klinično gledano je stabilnost hrbtenice povezana z obsegom deformacije ob obremenitvah in hrbtenica je kot taka lahko bolj ali manj stabilna. Taka opredelitev je v nasprotju z opredelitvijo v mehaniki, kjer stabilnost ni kontinuirana spremenljivka, temveč je sistem lahko le stabilen ali nestabilen (Bergmark, 1989). Mehanska stabilnost je povezana z energijskim stanjem sistema. Ko želeno stanje ravnovesja sistema sovпада z energijskim minimumom, se sistem po motnji naravno pomika proti ravnovesju (Moorhouse, 2005). Za ponazoritev se pogosto uporablja primer posode in žogice. Mehanska motnja povzroči premik žogice po steni sklede navzgor, kar ji poveča potencialno energijo, vendar se po prenehanju motnje povrne na dno sklede, kjer je energijsko stanje najnižje (McGill, 2001; Moorhouse, 2005). Reeves in sodelavci (2007) so nadalje opredelili sposobnost sistema, da se upira motnjam brez izgube stabilnosti kot robustnost stabilnosti. Robustnost sistema se lahko ponazori z istim primerom kroglice. Ko so stene sklede strme in visoke, je sistem odporen na motnje in spremembe parametrov, torej robusten. Ko so stene sklede zelo položne in nizke, je sistem slabo odporen na motnje stabilnosti in spremembe parametrov ter tako manj robusten.

Slika 2: Ponazoritev robustnosti stabilnosti na mehanske motnje s primerom posode.



Robustnost na motnje stabilnosti je večja, ko je posoda globlja in robovi strmi (A); ko je posoda plitva in robovi položni, je robustnost na motnje stabilnosti majhna (B). Povzeto po: Reeves in sodelavci (2007).

Upoštevajoč načela mehanike in potrebo po opredelitvi stabilnosti v dinamičnih pogojih je stabilnost hrbtenice najpogosteje opredeljena kot sposobnost, da se hrbtenica po motnji povrne v stanje, ki je podobno tistemu pred motnjo ali nadaljuje načrtovano gibanje (Reeves, Narendra & Cholewicki, 2007; Zazulak, Cholewicki & Reeves, 2008). Pojem stabilnosti hrbtenice tako opisuje sposobnost ohranjanja ravnovesja ob prisotni kinetični variabilnosti (mehanske motnje) in variabilnosti

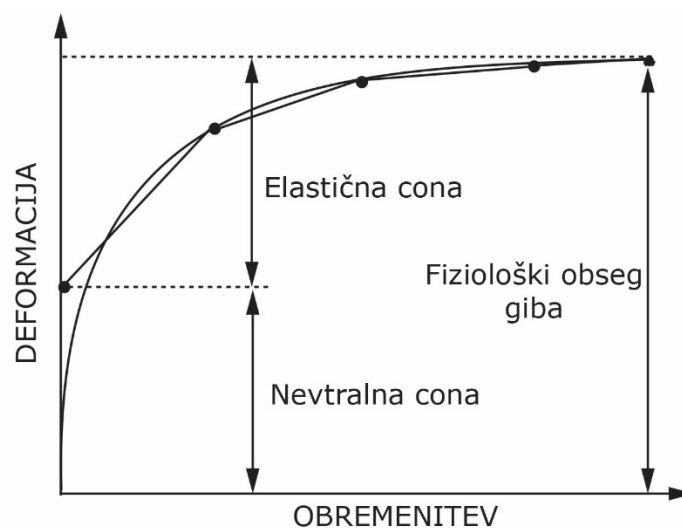
nadzornega sistema (majhne napake živčno-mišičnega nadzora). Ko odpornost na tako variabilnost ni zadostna, se lahko povečajo biomehanske sile, ki povzročijo nenadne neželene segmentne premike hrbtenice (Moorhouse, 2005). Panjabi (1992a), eden izmed pionirjev na tem področju, pravi, da je naloga stabilizacijskega sistema hrbtenice zagotoviti stabilnost za ohranjanje položaja ob delovanju statičnih in dinamičnih obremenitev ter stabilnost hrbtenice ob spremembah položaja. S kliničnega stališča je stabilnost torej sposobnost delovanja hrbtenice znotraj fizioloških obremenitev in meja gibljivosti brez nevarnosti ukrivitve (ang. buckling), zlomov ter gibov zunaj fizioloških obsegov gibov (Solomonow, 2011). Glavni mehanizem za zagotavljanje stabilnosti je zagotavljanje zadostne togosti hrbtenice (Graham & Brown, 2012). Slednja je rezultat neprestane interakcije intrinzične togosti pasivnih tkiv, intrinzične togosti mišic (odvisna od bazične mišične aktivnosti) ter dinamičnega refleksnega mišičnega doprinosa.

1.2.1 Intrinzična togost pasivnih struktur

Vloga pasivnega sistema je v nevtralnem pokončnem položaju (položaj hrbtenice, v katerem sta skupna obremenitev hrbtenice in mišični napor za ohranjanje položaja minimalna) pretežno podporna, a ne zagotavlja stabilnosti, saj se sile v vezeh hrbtenice občutneje povečajo šele blizu končnih obsegov giba (Panjabi, 1992b). Večina ligamentov je sicer že v nevtralnem položaju hrbtenice v prednapetem položaju. Robertsoni in sodelavci (2013) so opisali prednapetost ligamentov v več ravninah. V razbremenjenem položaju so pokazali prednapetost sprednjega vzdolžnega ligamenta v vzdolžni in prečni smeri. V različnih predelih se vzdolžna napetost značilno spreminja. V področju medvretenčne ploščice so v vzdolžni smeri pokazali značilno večjo prednapetost kot v predelu teles vretenc. Tudi interspinalni ligament je prednapet v dveh smereh, in sicer v smeri navzgor-navzdol ter v smeri naprej-nazaj. Nasprotno je supraspinalni ligament v nevtralnem položaju v večini primerov povsem sproščen. S simulacijo bremena zgornjega dela telesa se je prednapetost v sprednjem vzdolžnem ligamentu dodatno povečala, nasprotno je bilo v supraspinalnem ligamentu zaznati še večjo ohlapnost. V nekaterih primerih je omenjeni ligament ohlapen do te mere, da se njegova napetost lahko pojavi šele ob samem koncu obsega giba. Napetost večine ligamentov hrbtenice se poveča med upogibom, izjema je sprednji vzdolžni ligament, katerega napetost se najbolj poveča med iztegom hrbtenice. Sukanje hrbtenice najbolj obremeni kapsulo fasetnih sklepov, ki tudi omejuje ta gib (Zander, Rohlmann & Bergmann, 2004).

Ligamenti hrbtenice, podobno kot ligamenti v drugih delih telesa (Nordin & Frankel, 2012), izkazujejo zelo nelinearno krivuljo odnosa med spremembo dolžine in obremenitvijo (slika 3). Blizu nevtralnega položaja so tako zelo elastični in nudijo relativno malo upora gibanju. To območje gibanja imenujemo nevtralna cona (Panjabi, 1992b). Proti koncu obsega giba se njihova togost poveča, kar se odraža v manjši deformaciji na enoto obremenitve (Nordin & Frankel, 2012). V območju nevtralne cone imajo pasivne strukture pretežno senzorno vlogo in manjši doprinos k intrinzični togosti hrbtenice. Ta se proti končnim obsegom giba povečuje (Crisco & Panjabi, 1992).

Slika 3: Odnos med obremenitvijo in deformacijo ligamentov.



V nevtralni coni je napetost ligamentov minimalna in se v začetnem delu giba povečuje počasneje. Proti koncu giba se obremenitev ligamenta hitro povečuje ob manjši deformaciji.

Povzeto po: Crisco in Panjabi (1992).

1.2.2 Hotena mišična ko-aktivacija in povečanje znotraj-trebušnega pritiska

Pasivna tkiva torej ne morejo zagotoviti stabilnosti v nevtralnem položaju sklepa. Zagotavljanje stabilnosti primarno poteka preko zagotavljanja zadostne mišične intrinzične togosti in refleksnega mišičnega doprinosa. Stabilizacijsko funkcijo mišic nekateri avtorji razdelijo na mišično silo in mišično togost, ki sta nelinearno povezani (Brown & McGill, 2005). Pri večjih silah namreč togost narašča počasneje in nekateri avtorji sklepajo, da je največja mišična togost dosežena že pri 25 do 50 % največje

mišične sile (Brown & McGill, 2005). Mišična togost vključuje intrinzično in refleksno komponento. Intrinzična komponenta je povezana z viskozno-elastičnimi spremembami sile ob raztezanju mišice v odsotnosti refleksnega ali hotenega povečanja aktivacije (Moorhouse & Granata, 2007). Povečana togost mišice zmeraj doprinese k stabilnosti sklepa, nasprotno ima lahko mišična sila tudi destabilizacijski učinek, ko mišična sila deluje v enaki smeri kot motnje stabilnosti. Zaradi nelinearnega odnosa med silo in togostjo ima lahko mišica destabilizacijski učinek predvsem blizu največje hotene kontrakcije.

Podobno sta nelinearno povezani rotacijska togost sklepov in mišična aktivnost, saj se togost sklepov hitro in nelinearno poveča s povečanjem mišične aktivnosti (McGill, 2001) in tako prispeva k stabilnosti hrbtenice (Borghuis, Hof & Lemmink, 2008). Submaksimalna predobremenitev trupa poveča mišično aktivacijo in poveča togost sklepov, ki je ključna za stabilnost hrbtenice (Gardner-Morse & Stokes, 2001). S tem se hkrati poveča tudi aksialna obremenitev hrbtenice, ki ima dodaten stabilizacijski učinek, saj neposredno deluje na povečanje togosti hrbtenice (Stokes & Gardner-Morse, 2003). Hrbtenica je tako najbolj odporna na motnje stabilnosti ob zmerni predobremenitvi. Slednje pomaga razložiti tudi krivuljo pogostosti poškodb, ki nakazuje na večjo pogostost poškodb ob zelo nizkih in zelo visokih obremenitvah, nasprotno pa zmerne obremenitve povzročijo manj poškodb hrbta.

K povečanju togosti hrbtenice lahko doprinese tudi hotena kokontrakcija mišic trupa brez zunanjih bremen. Različni avtorji so v eksperimentalnih študijah (Lee, Rogers & Granata, 2006; van Dieën, Kingma, van der Bug & van der Bug, 2003; Vera-Garcia, Brown, Gray & McGill, 2006) in s pomočjo modeliranja (Gardner-Morse & Stokes, 1998; Granata & Marras, 2000) pokazali, da hotena ko-aktivacija agonistov in antagonistov doprinese k stabilnosti trupa, vendar ima za posledico tudi povečanje kompresijskih obremenitev (Vera-Garcia idr., 2006). Nasprotno nekateri avtorji predvidevajo, da lahko zmerna ko-aktivacija celo zmanjša kompresijske obremenitve na hrbtenico preko mehanizma povečanja znotraj-trebušnega pritiska (Stokes, Gardner-Morse & Henry, 2010). Predvideva se, da hkratna aktivacija mišic hrbta, trebušne stene, medeničnega dna in diafragme povzroči povečanje pritiska v trebušni votlini, ki poveča navor v smeri iztega trupa ter posledično zmanjša kompresijsko obremenitev. Znotraj-trebušni pritisk ima tako lokalni kot globalni učinek. Globalno deluje neposredno na prsni koš in na potek (smer delovanja) globalnih mišic. Lokalno deluje s prečno silo v smeri nazaj neposredno na vretenca (Bergmark, 1989) in tako doprinese k povečanju togosti trupa (Cholewicki, Juluru, Radebold, Panjabi & McGill, 1999; Hodges, Eriksson, Shirley & Gandevia, 2005).

Povečanje togosti hrbtenice preko povečane koaktivacije agonistov in antagonistov lahko dosežemo zavestno s hoteno mišično aktivacijo. Taka strategija je primerna in lahko predstavlja pomemben dejavnik zagotavljanja stabilnosti hrbtenice, ko so pričakovane prehodne večje obremenitve hrbtenice (npr. dviganje težjih bremen). Nasprotno taka strategija ni primerna za dalj časa trajajoče vzdrževanje sklepne togosti in stabilnosti hrbtenice iz različnih razlogov. Številne študije na primer poročajo o povečanju kompresijskih obremenitev hrbtenice (Cholewicki idr., 1999; Gardner-Morse & Stokes, 1998; Vera-Garcia idr., 2006), kar se odraža tudi v povečanju pritiska izmerjenega neposredno v jedru medvretenčne ploščice (Wilke, Neef, Caimi, Hoogland & Claes, 1999). Tak mehanizem zagotavljanja stabilnosti je tudi metabolno neučinkovit in lahko privede v zgodnje mišično utrujanje (Allen, Lamb & Westerblad, 2008; Gardner-Morse & Stokes, 1998) ter spremembe v živčno-mišičnem nadzoru (Herrmann, Madigan, Davidson & Granata, 2006; Potvin & O'Brien, 1998). Povečana togost nadalje omejuje gibanje (Willson, Dougherty, Ireland & Davis, 2005) in se v nestabilnih pogojih izkaže kot dejavnik, ki poveča potrebo po mišični sili potrebni za ohranjanje položaja (Reeves idr., 2007). Obstaja torej kritična togost, nad katero je ravnovesje stabilno. Ko je togost prenizka, se ravnovesje poruši in pride do izgube stabilnosti. Smiselno je torej vzdrževanje mišične aktivnosti tik nad to kritično mejo, ki še zagotavlja stabilnost. Bergmark (1989) zaključí, da je lahko togost hrbtenice (upoštevajoč mišične elastične lastnosti in togost pasivnih struktur sklepa) vzdrževana tudi malo pod kritično mejo. Togost tik pod kritično mejo še zmeraj zagotovi živčnemu sistemu dovolj časa, da ob morebitni motnji prilagodi mišično aktivnost in prepreči izgubo stabilnosti.

1.2.3 Samodejna aktivacija mišic ob motnjah stabilnosti

V preteklosti so raziskovalci pripisovali pomembno vlogo pri zagotavljanju stabilnosti trupa predvsem mišični ko-aktivaciji, saj so nekatere študije pokazale, da lahko zgolj intrinzična togost mišic zagotovi zadostno stabilnost (Gardner-Morse, Stokes & Laible, 1995). Glavni razlog za take zaključke so bile analize, v katerih so raziskovalci posamezne položaje, ki jih telo zavzema med gibanjem, obravnavali v matematičnih modelih, kot trenutni statični položaj telesa. Novejše študije pripisujejo večji pomen refleksnemu doprinosu. Moorhouse in Granata (2007) sta na primer izračunala, da je tudi pri mišični aktivaciji, ki dosega 20 % največje hotene aktivacije doprinos s strani intrinzičnih lastnosti mišic in pasivnih struktur pogosto premajhen za zagotavljanje

stabilnosti. Ob takih motnjah je potrebna refleksna aktivacija mišic, ki lahko po njihovih izračunih doprinese tudi več kot 40 % k skupni togosti hrbtenice. Kot že opisano je intrinzična togost pasivnih struktur v nevtralnem položaju relativno majhna in posledično je rotacijska stabilnost sklepov primarno odvisna od sposobnosti mišic, ki sklep obdajajo, da se aktivirajo pravočasno in v pravi meri. V ta namen poteka kompleksen dinamičen proces neprestanega nadzora in prilagajanja mišične aktivnosti, kar je naloga nadzornega podsistema oziroma živčno-mišičnega nadzora.

Živčno-mišični nadzor temelji na kompleksni interakciji med mišičnim, pasivnim in živčnim sistemom. Za učinkovito delovanje živčno-mišičnega nadzora je potrebna v prvi vrsti natančna informacija o trenutnem položaju hrbtenice ter napetosti pasivnih in aktivnih struktur. Višji centri živčnega sistema združujejo somatosenzorne informacije (mišično-tetivne, (ob)sklepne in kožne) z informacijami iz vestibularnega aparata in vidnimi informacijami. Še zmeraj se pojavlja dilema glede poimenovanja takega občutka. V literaturi se namreč pogosto uporabljata izraza propriocepcija in kinestezija, ki ju različni avtorji uporabljajo v različnih kontekstih (Scott M Lephart & Fu, 2000; Proske & Gandevia, 2009; Rosker & Sarabon, 2010). Lephart in Fu (2000) interpretirata izraz propriocepcija, ki ga je 1906 opredelil Sherrington, kot ves senzorni živčni dotok iz sklepov, mišic, tetiv ter pripadajočih globokih tkiv. Propriocepcija tako obsega le mehanizme in procese, ki se dogajajo vzdolž aferentne (senzorne) poti senzorično-motoričnega sistema. Taka opredelitev izključuje procesiranje v centralnem živčnem sistemu in kakršnokoli aktivnost vzdolž eferentne (motorične) živčne poti. Podobno stališče zavzemajo Proske in Gandevia (2009) ter Rosker in Sarabon (2010), ki opredelijo kinestezijo kot nadrejeni občutek, ki vključuje centralno procesiranje in integracijo vidnih in vestibularnih informacij. Proprioceptivne informacije torej omogočajo kinestetični občutek, ki ga nadalje razdelijo na tri podenote, in sicer (Rošker & Šarabon, 2010):

- Občutek za položaj, ki se lahko nanaša na celotno držo ali posamezen segment telesa.
- Občutek za gibanje, ki vključuje tako pasivne kot aktivne gibe.
- Občutek za težavnost in napor.

Mehanizem povratne zanke lahko stabilizira hrbtenico samo, ko prejema nadzorni podsistem natančne podatke o trenutnem stanju in ima aktivni podsistem zadostno zmožnost generiranja sile za obvladovanje vseh stopinj prostosti gibanja (Reeves idr., 2007). Vse tri podenote kinestetičnega občutka so nepogrešljivo pomembne za

učinkovit živčno-mišični nadzor, saj vključujejo tako informacije o stanju sistema, kakor tudi informacije o sposobnosti upravljanja.

Živčno-mišični nadzor je odgovoren tudi za integracijo stabilnosti hrbtenice pri ohranjanju pokončne drže, za kar je potrebno vzdrževanje ravnovesja relativnih položajev posameznih delov telesa med seboj (egocentrični koordinatni sistem) in glede na okolje (eksocentrični koordinatni sistem), pri čemer je potrebno upoštevati tudi tretji pomembni referenčni okvir, in sicer polje gravitacije (geocentrični koordinatni sistem) (Kandel idr., 2000). Senzorne informacije so v ta namen prenesene na vse ravni upravljanja gibanja (Radebold, Cholewicki, Polzhofer & Greene, 2001). Lephart in sodelavci (1997) delovanje teh nivojev opredelijo kot delovanje hrbtenjačnih refleksov, ravnotežne aktivnosti možganskega debla in kognitivno programiranje. Raziskave nakazujejo, da je upravljanje pokončne drže regulirano supraspinalno na nivoju možganskega debla in višjih možganskih centrov. Spinalni refleksi pri tem zagotavljajo tonično delovanje mišic, potrebno za podporo mase telesa. Shumway-Cook in Woollacott (2007) natančneje opredelita vlogo različnih nivojev upravljanja na osnovi študij, ki so analizirale upravljanje drže z omejevanjem (kirurško, travmatsko, farmakološko) doprinosa posameznih nivojev (tabela 3).

Tabela 3: Nivoji centralnega nadzora gibanja in njihova vloga.

Hrbtenjača	Možgansko deblo	Mali možgani in bazalni gangliji	Višji centri (možganska skorja)
Tonična aktivnost mišic iztegovalk za antigravitacijsko podporo;	Upravlja tonus posturalnih mišic (v kombinaciji z malimi možgani)	Mali možgani: zmožnost prilagoditve mišičnih amplitud ob nenadnih spremembah okolja.	Prilagodljivo upravljanje drže za zagotavljanje stabilnosti in orientacije v spremenljivih okoljih.
Ne omogoča lateralne stabilnosti;	Krog za samodejne posturalne sinergije;	Bazalni gangliji: prilagoditve mišičnih vzorcev ob nenadnih spremembah okolja.	
Somatosenzorni doprinos upravljanju drže.	Vestibularni doprinos upravljanju drže.		Doprinos vidnih informacij pri upravljanju drže.

Povzeto po: (Shumway-Cook & Woollacott, 2007)

Na nivoju hrbtenjače in možganskega debla mehanizmi živčno-mišičnega nadzora zagotavljajo pokončno držo in stabilnost hrbtenice predvsem po mehanizmu zaprte zanke. Čeprav so povezave na teh dveh nivojih aktivirane predvsem s strani aferentnih dražljajev, so modulirane tudi s strani višjih centrov. Njihova interakcija še ni povsem razjasnjena in upoštevajoč hipotezo točke ravnovesja (Latash, 2008) lahko sklepamo, da modulacija s strani višjih centrov poteka preko facilitacije in inhibicije refleksnih odzivov. Višji centri na ta način uravnavajo tonični refleks na razteg ter uravnavajo osnovno mišično aktivnost oziroma mišični tonus. Čeprav lahko osnovno mišično aktivnost povečamo tudi zavestno (kot v primeru hotene kokontraksije), je večino časa uravnavana samodejno in jo, ko govorimo o stabilizaciji trupa, prištevamo k intrinzični mišični togosti. Slednja v primeru mehanskih motenj doprinese k stabilnosti hrbtenice brez časovne zakasnitve.

Hoteno gibanje udov in aktivnosti, kot so na primer dvig bremena, met žoge in podobno, zahtevajo za izvedbo perifernih gibov predaktivacijo mišic trupa, ki zagotovi proksimalno stabilnost za izvedbo giba (Bouisset & Do, 2008). Na gibe udov sta vezani dve vrsti motenj. Kot prvo, sprememba geometrije telesa spremeni projekcijo težišča telesa, lahko tudi izven podporne ploskve. Kot drugo, notranje sile povzročijo spremembe navorov v številnih sklepih, tudi tistih povezanih z zagotavljanjem pokončne drže (Latash, 2008). Centralni živčni sistem na podlagi predhodnih izkušenj in učenja predvidi posledice hotenih gibanj in predvidljivih zunanjih motenj ter koordinirano aktivira mišice spodnjih udov in trupa (Barr, Griggs & Cadby, 2005). Posturalni nadzor po mehanizmu odprte zanke imenujemo samodejna predaktivacija (APA, ang. anticipatory postural adjustments) in zagotavlja povečanje togosti pred delovanjem predvidljivih motenj stabilnosti (Aruin, 2003; Morris & Allison, 2006).

Nasprotno je refleksno povečanje mišične aktivnosti ob nepričakovanih mehanskih motnjah neločljivo povezano s časovno zakasnitvijo. Samodejne posturalne reakcije, ki so kompleksna kombinacija monosinaptičnih in polisintaptičnih refleksnih odzivov pod močnim vplivom volje in so odgovorne predvsem za zagotavljanje sklepne stabilnosti in preprečevanje gibov preko fizioloških meja. Granata in sodelavci (2004) so dokazali, da je amplituda refleksnih odzivov nelinearno povezana z jakostjo motnje. Povečanje motnje namreč povzroči manj kot linearno povečanje refleksnih odzivov. Nasprotno latence refleksnih odzivov niso odvisne od jakosti motnje (Moorhouse & Granata, 2007). Predobremenitev mišic trupa poveča dušenje gibanja (Moorhouse & Granata, 2007) in hkrati značilno podaljša latence refleksov (Granata idr., 2004). Refleksna aktivnost sicer zagotavlja glavnino mišičnega doprinosa k

stabilnosti trupa in nakazuje pomembnost živčno-mišičnega nadzora pri vzdrževanju optimalne stabilnosti hrbtenice med dinamičnimi aktivnostmi (Brown & McGill, 2009; Moorhouse & Granata, 2007). Študije, ki so proučevale posturalne refleksne (PR) odzive mišic trupa na nepričakovane motnje stabilnosti, poročajo o različnih latencah PR, kar je najverjetneje v veliki meri posledica različnih metodoloških pristopov (Brown, Haumann & Potvin, 2003; Radebold, Cholewicki, Panjabi & Patel, 2000; Radebold idr., 2001). Pristopi se med seboj razlikujejo v načinu povzročitve mehanske motnje in tudi v pristopih za zaznavo refleksne aktivacije, kar otežuje primerjave med različnimi študijami. Kljub temu so si študije enotne, da je optimalno delovanje SMFT ključnega pomena za zdravje hrbtenice in preprečevanje pojava bolečin v spodnjem delu hrbta.

1.3 Epidemiologija in etiologija bolečine v spodnjem delu hrbta

Znano je, da je BSH pogost problem, ki prizadene velik delež prebivalstva zahodnega sveta vsaj enkrat v življenju. Izmed vseh kroničnih bolečinskih stanj je BSH najpomembnejši klinični, socialni, ekonomski in javno zdravstveni problem (Laxmaiah Manchikanti, Singh, Datta, Cohen & Hirsch, 2009). Obstaja sicer visoka variabilnost poročane pogostosti BSH, saj epidemiološke študije vključujejo različne starostne skupine in specifične populacije. Dodatno k temu pripomorejo različno opredeljevanje BSH (Manchikanti, 2000) in različni kriteriji prisotnosti BSH v različnih študijah (Loney & Stratford, 1999). Posledično je pojavnost občutno nižja v študijah, v katerih je na primer BSH zabeležena le, če je zadostne intenzitete, da omejuje dnevne aktivnosti, v primerjavi s študijami, ki vključujejo vsako samo poročano BSH (Loney & Stratford, 1999). Kljub razlikam so epidemiološke raziskave ključnega pomena, saj predstavljajo edino orodje, s katerim je moč preveriti, ali so različni laboratorijski izsledki tudi praktično pomembni (Punnett & Wegman, 2004).

Odmevna pregledna študija poroča, da ima v vsakem trenutku BSH od 12 do 33 % prebivalstva (Walker, 2000). V nedavnem poročilu Evropske komisije poročajo nekoliko nižje vrednosti, saj je 11 % vprašanih poročalo o trenutno prisotni BSH. Če prištejemo še bolečino v zgornjem delu hrbta in vratu, je trenutno prisotnost bolečin poročalo 25 % vprašanih Evropejcev (European Commission, 2007). Podatki se tudi sicer razlikujejo po državah in se v razvitih državah gibljejo od 13,7 % do 28,7 % (Loney & Stratford, 1999). Nižja stopnja pogostosti se pojavlja v državah v razvoju

v primerjavi z razvitimi državami, vendar ni povsem jasno, ali razlike izvirajo iz demografskih razlik, kulturnih razlik ali metodoloških dejavnikov (Kent & Keating, 2005).

Ocenjuje se, da se mesečno BSH pojavi pri 20 do 40 % odrasle populacije in letno pri 36 do 72 % (Dunn & Croft, 2004). Po ocenah različnih študij se v zahodnem svetu z BSH vsaj enkrat v življenju sooči 54 do 85 % prebivalstva (Andersson, 1999; Loney & Stratford, 1999; Laxmaiah Manchikanti idr., 2009). Potrebno je razlikovati med sporadično BSH in kronično BSH. Prva redko omejuje posameznika v njegovih aktivnostih in praviloma izzveni prej kot v 6-ih tednih. Nasprotno pa kronična BSH praviloma celovito prizadene posameznika in pomembno vpliva na kakovost njegovega življenja. Čeprav se ocenjuje, da 80 do 90 % epizod BSH izzveni v 6-ih tednih neodvisno od obravnave, je zaskrbljujoče število ponovitev, saj se v enem letu bolečina ponovi pri kar 73 % oseb (Pengel, Herbert, Maher & Refshauge, 2003). Posledično se ocenjuje, da ima v povprečju kronično BSH 15 % odraslih in kar 27 % starejših (Manchikanti idr., 2009).

BSH prizadene oba spola in se pojavlja v vseh starostnih obdobjih. Pogostost BSH je nizka pri otrocih, vendar se hitro poveča v adolescenci. Z leti se pogostost BSH nadalje povečuje in je najpogostejša med 55. in 60. letom starosti (Kent & Keating, 2005). BSH se nekoliko pogosteje pojavlja pri ženskah in razlika med spoloma se dodatno poveča v obdobju menopavze, saj se pojavnost BSH pri ženskah v tem obdobju dodatno poveča (Manchikanti, 2000). Zanimiva je visoka pojavnost BSH pri adolescentnih športnikih, saj jih je bolečino v preteklem letu poročalo kar 57 % in je kar 50 do 70 % višja kot pri splošni populaciji. V omenjeni študiji se pojavnost BSH značilno razlikuje od športa do športa, kar nakazuje na pomemben vpliv športno-specifičnih obremenitev (Schmidt idr., 2014).

Ocenjuje se, da ima 28 % zaposlenih v industriji v ZDA vsaj enkrat v življenju bolečino, ki omejuje dnevne aktivnosti, in da je v vsakem trenutku kar 8 % delovno aktivne populacije nezmožne za delo zaradi BSH (Manchikanti idr., 2009). BSH je po ocenah razlog za 33 do 41 % vseh nadomestil bolniških odsotnosti in je eden glavnih razlogov za bolniško odsotnost z dela (Manchikanti idr., 2009; Marras, 2000). Epidemiološke študije kažejo, da je pogostost BSH višja pri fizično zahtevnih poklicih, še posebej če so osebe neaktivne v prostem času (Björck-van Dijken, Fjellman-Wiklund & Hildingsson, 2008). Čeprav se povečujeta zavedanje in vlaganje v preventivo, se stroški, povezani z BSH, še zmeraj povečujejo. Nadomestila za bolniško odsotnost v povezavi z BSH obsegajo kar 25 % vseh izplačanih nadomestil

in so veliko ekonomsko breme tako za zdravstveno blagajno kot za delodajalce. Neposredni stroški zdravljenja predstavljajo 1,6 do 3,2 %, v Švici pa tudi več kot 6 % vseh zdravstvenih izdatkov (Wieser idr., 2011). Upoštevati je treba, da neposredni stroški, povezani z BSH, znašajo le 14,5 % skupnih stroškov in kar 85,5 % stroškov je posrednih (Dagenais idr., 2008). To razmerje je v nasprotju z večino ostalih bolezni, pri katerih je povprečje 60 % neposrednih in le 40 % posrednih stroškov (Elfering, 2006). Stroški povezani z BSH se tako gibljejo med 0,19 in 0,42 % (Kent & Keating, 2005) po nekaterih ugotovitvah v evropskih državah pa tudi do 1,7 % bruto domačega proizvoda (Wenig, Schmidt, Kohlmann & Schweikert, 2009). Med skupnimi stroški zaradi BSH največji delež tvorijo stroški zaradi odsotnosti z dela in zmanjšane storilnosti.

Ena glavnih težav obvladovanja BSH je prav večdimenzionalnost problema (Waddell & Burton, 2001) in pridružena nizka stopnja ugotovljene vzročnosti za BSH. Ugotavljanje slednje danes temelji pretežno na slikovnih tehnikah. Posledično je velik delež (85 %) BSH opredeljen kot idiopatska ali nespecifična BSH, katere vzrok ni znan (Atlas & Deyo, 2001). Pri večini teh pacientov se predvideva, da je etiologija mehanskega izvora in vključuje mehko-tkivne strukture ob hrbtenici. Žal v večini primerov natančnih patoanatomskih vzrokov ni mogoče potrditi z zanesljivostjo (Atlas & Deyo, 2001). Ena glavnih omejitev pato-anatomskega modela diagnosticiranja je na eni strani prisotnost patoloških sprememb pri osebah, ki nimajo bolečin, ter na drugi strani nizka povezanost obsežnosti patoanatomske spremembe in jakosti bolečine oziroma nezmožnosti. Upoštevajoč omejitve tega modela se je pozornost v zadnjem obdobju preusmerila v identifikacijo struktur, ki povzročajo bolečino v povezavi z obremenitvami, ki jim je oseba izpostavljena. Več pomena se je začelo pripisovati tudi vlogi centralnega živčnega sistema in kognitivnih procesov na občutljivosti tkiva in percepcijo bolečine (O'Sullivan, 2005). Preobremenitve posameznih tkiv so torej verjetno najpogostejši izvor BSH, vendar je ob tem potrebno upoštevati tudi psiho-socialne okoliščine, ki pomembno vplivajo na zaznavo bolečine in na to, kako bo BSH omejevala dnevne aktivnosti ter delovno sposobnost posameznika. Waddell in Burton (2001) tako opozarjata, da je potrebno jasno ločiti med prisotnostjo simptomov in med poročanjem BSH, obiskom zdravnika ter odsotnostjo z dela, saj na prisotnost simptomov pomembno vplivajo predvsem biomehanski dejavniki, nasprotno pa se pri preostalih kazalnikih pomen psihosocialnih dejavnikov poveča.

1.4 Dejavniki tveganja za nastanek bolečine v spodnjem delu hrbta

Širok nabor možnih mehanizmov nastanka BSH se odraža v velikem številu dejavnikov tveganja, ki so pokazali povezanost s pojavom BSH. Dejavnike tveganja lahko v grobem razdelimo na biomehanske, psihosocialne in osebnostne dejavnike tveganja, vendar je njihov vpliv na pojav BSH pogosto soodvisen in neločljivo povezan. Stališča v literaturi so pretežno enotna glede povečanja tveganja za BSH ob prisotnosti osebnostnih dejavnikov kot so dednost, starost, spol in kajenje (Hartvigsen, Lings, Leboeuf-Yde & Bakketeig, 2004; Manchikanti, 2000) in nekoliko manj glede drugih osebnostnih dejavnikov, kot so fizična pripravljenost in gibljivost hrbta, ki so pokazali nasprotujoče učinke (Hamberg-van Reenen, Ariëns, Blatter, van Mechelen & Bongers, 2007). V zadnjih dveh desetletjih se veliko pozornosti namenja psihosocialnim dejavnikom, ki so opredeljeni kot odnos med psihološkimi procesi, socialnim okoljem ter pato-fiziološkimi spremembami (Hartvigsen idr., 2004), vendar so tudi tukaj stališča in izsledki raziskav neenotni in celo nasprotujoči. Na eni strani v različnih preglednih člankih avtorji ugotavljajo, da ni zanesljivih dokazov o povezanosti med BSH ter dojemanjem težavnosti dela, organizacijskimi vidiki dela in socialnimi interakcijami na delu (Hartvigsen idr., 2004; Ramond idr., 2011). Nasprotno drugi avtorji ugotavljajo, da imajo dejavniki, kot so depresija, anksioznost, strah in izogibanje bolečini ter neugodne socialne okoliščine v zasebnem življenju in tudi v delovnem okolju pomemben vpliv na pojav BSH (Linton, 2001) in predvsem na poročanje BSH in trajanje odsotnost z dela (Waddell & Burton, 2001). Razlikujejo se tudi stališča glede tega, na kakšen način psihološki dejavniki vplivajo na pojav BSH. Nekateri avtorji zagovarjajo neposreden učinek stresnih hormonov, kot je kortisol, na občutljivost mišic (Theorell, Nordemar & Michélsen, 1993) in pojav centralnega povečanja občutljivosti že ob benignem draženju perifernih bolečinskih receptorjev (Nijs idr., 2015). Drugi zagovarjajo bolj mehanske mehanizme povečanja obremenitev hrbteničnih struktur kot posledico povečanja mišične napetosti ob prisotnosti stresa (Marras, 2000). Ne glede na predlagane mehanizme so si študije enotne, da je učinek psihosocialnih dejavnikov pomemben predvsem z vidika trajanja BSH in stopnje splošne prizadetosti zaradi BSH. Tako je širše sprejeto stališče, da je BSH bio-psiho-socialen problem in da je temu potrebno prilagoditi predvsem obravnavo BSH z namenom zmanjšanja trajanja in zmanjšanja verjetnosti nastanka kronične BSH (O'Sullivan, 2005; Waddell & Burton, 2001).

Nekoliko več enotnosti strokovne javnosti se izkaže na področju biomehanskih dejavnikov tveganja za nastanek BSH, vendar so tudi tukaj prisotna nekatera razhajanja stališč. Ena glavnih težav proučevanja vseh vrst dejavnikov tveganja je kontroliranje preostalih dejavnikov tveganja, ki lahko vplivajo na pogostost BSH. Pogosto citirana pregledna študija, ki so jo izvedli Hoogendoorn in sodelavci (1999), je pokazala povečano tveganje za BSH pri osebah, ki opravljajo fizična dela vključujoč dviganje, prenašanje in držanje težjih bremen. Avtorji poročajo, da pregledane visoko in srednje kakovostne študije zagotavljajo trdne dokaze, da je tveganje od 1,5- do 3,1-krat večje kot pri osebah, ki takih del ne opravljajo. Podobne zaključke najdemo tudi v novejši pregledni študiji, ki so jo izvedli Heneweer in sodelavci (2011) in v kateri so pregledali študije objavljene po letu 1999. Avtorji zaključijo, da opravljanje težkih fizičnih del poveča tveganje od 1,6- do 4,1-krat in da je tveganje nekoliko višje pri ženskah. Sodeč po rezultatih kakovostne prospektivne študije se tveganje poveča predvsem, ko je masa bremena nad 25 kg in tveganje se progresivno povečuje s številom ponovljenih dvigov znotraj 8-urnega delovnika (Hoogendoorn idr., 2000).

Ponavljajoče in/ali vzdrževano sklanjanje in sukanje je drugi pomembni biomehanski dejavnik tveganja. V starejšem preglednem članku sta bili vključeni le dve študiji, ki sta poročali kar 8,1-krat večjo verjetnost za pojav BSH pri osebah, ki se pogosto sklanjajo ali sučejo v trupu (Hoogendoorn idr., 1999). V novejšem pregledu literature je bilo vključenih večje število študij, in zaključki so bili podobni. Heneweer in sodelavci (2011) tako poročajo, da sta dejavnika tveganja za BSH sklonjen položaj in sukanje trupa v odvisnosti od trajanja izpostavljenosti, pogostosti in obsega gibov. Ocena tveganja se ob izpostavljenosti poveča od 1,8- do 8,7-krat za pretežno sklonjen položaj, od 1,5- do 2,5-krat za pretežno sukanje trupa in od 1,6- do 7,5-krat, ko je oseba izpostavljena kombinaciji sklanjanja in sukanja trupa (Heneweer idr., 2011). Izkaže se, da se tveganje poveča z obsegom sklanjanja in trajanjem sklanjanja (Hoogendoorn idr., 2000).

V realnih življenjskih okoliščinah se posamezni dejavniki tveganja ne pojavljajo izolirano, temveč v kombinaciji z drugimi dejavniki in ena glavnih težav epidemioloških študij je ocenjevanje prisotnosti posameznega dejavnika tveganja brez vrednotenja količine izpostavljenosti (Marras, 2000). Neposredno merjenje gibanja med realnimi delovnimi procesi je omogočilo vrednotenje dodatnih parametrov, kot na primer hitrost gibanja in pospeški. Čeprav tako vrednotenje poda pomembne podatke za določanje tveganja za BSH, je zelo zahtevno za izvedbo in posledično se njegova praktična uporabnost zmanjša. Upoštevajoč pomen

vrednotenja količine izpostavljenosti in hkratnega delovanja različnih dejavnikov tveganja je bila predlagana metoda kumulativnega vrednotenja obremenitev hrbtenice. Norman in sodelavci (1998) so pokazali, da imajo osebe v najvišjem kvartilu obremenitev hrbta kar 6-krat večjo verjetnost za BSH kot osebe v najnižjem kvartilu obremenitev. Coenen in sodelavci (2013) so nadalje raziskali odnos med izpostavljenostjo kumulativnim obremenitvam hrbta in pojavnostjo BSH ter zaključili, da kaže kumulativna obremenitev hrbta bolj konsistentno povezanost z BSH kot posamezni dejavnik tveganja.

Pomembna vloga biomehanskih dejavnikov pri nastanku BSH je široko sprejeta v literaturi, kljub temu je v nedavni seriji preglednih člankov skupina raziskovalcev zaključila, da ni dovolj dokazov o kvarnih učinkih tradicionalno sprejetih dejavnikov tveganja (Kwon, Roffey, Bishop, Dagenais & Wai, 2011; Roffey, Wai, Bishop, Kwon & Dagenais, 2010; Darren M Roffey, Wai, Bishop, Kwon & Dagenais, 2010; Wai, Roffey, Bishop, Kwon & Dagenais, 2010b). Številne avtoritete s področja raziskovanja BSH močno kritizirajo omenjene študije predvsem zaradi neprimernosti uporabe kriterijev v proučevanju večfaktorskega problema, kot je BSH (Kuijer idr., 2012; McGill, 2011).

Med biomehanskimi dejavniki je potrebno izpostaviti še vibracije celega telesa, ki so najpogosteje proučevane pri poklicnih voznikih. Novejša meta analiza je pokazala povečano tveganje za BSH pri osebah, ki so na delu izpostavljene vibracijam celega telesa (Burström, Nilsson & Wahlström, 2015). V študiji so pokazali, da se tveganje poveča za več kot 2,1-krat, če primerjamo osebe, ki so izpostavljene vibracijam, z osebami, ki vibracijam niso izpostavljene. Pokaže se tudi razlika med nizko in visoko stopnjo izpostavljenosti vibracijam, in sicer osebe z visoko izpostavljenostjo so 1,5-krat bolj izpostavljene tveganju za nastanek BSH kot osebe, ki so izpostavljene nizki stopnji vibracij, vendar avtorji opozarjajo na razlike v definiranju visoke in nizke izpostavljenosti v različnih študijah. Avtorji dodatno opozarjajo, da le majhen delež študij kontrolira pridružene dejavnike tveganja, kot so prisilne drže in dolgotrajno sedenje, kar lahko dodatno vpliva na ocenjeno tveganje (Burström idr., 2015).

Med biomehanske dejavnike prištevamo fizične poklicne obremenitve, ki pogosto predstavljajo okolje za raziskovanje biomehanskih dejavnikov, vendar pri tem ne smemo pozabiti na aktivnosti v prostem času, ki lahko pomembno doprinesejo k obremenitvam hrbta. Predvsem težka fizična dela in aktivnosti, ki zahtevajo prisilne drže, kot so čiščenje in vrtnarjenje, lahko doprinesejo k povečanemu tveganju za nastanek BSH (Heneweer idr., 2011). Nasprotno so stališča glede športne gibalne

aktivnosti deljena. Večina se sicer strinja, da je zelo intenzivna vadba, ki vključuje velike obremenitve, lahko dodatni dejavnik tveganja (Hamberg-van Reenen idr., 2007; Heneweer idr., 2011). V študiji, kjer so primerjali subjektivno poročano fizično aktivnost, kazalnike telesne pripravljenosti (VO₂max) in BSH, so Heneweer in sodelavci (2012) zaključili, da je objektivno izmerjen kazalnik fizične pripravljenosti boljše povezan z BSH kot subjektivna ocena. Podobno kot v predhodnih študijah je bilo več BSH opaziti med slabo aerobno pripravljenimi preiskovanci in tudi med tistimi z najvišjim VO₂max. Nasprotno se je zmerna športno/gibalna aktivnost izkazala kot preventivna (Hamberg-van Reenen idr., 2007). Avtorji predlagajo odnos med BSH in gibalno/športno aktivnostjo v obliki "U" krivulje, kjer je tveganje večje pri tistih, ki so premalo aktivni in tistih s prekomerno gibalno aktivnostjo.

Odnos med BSH in delovnimi obremenitvami je torej zelo kompleksen. Čeprav je opaziti trend, da imajo delavci, ki opravljajo na primer težja fizična dela, več simptomov, je podobne simptome opaziti tudi pri večini oseb, ki opravljajo lažja dela ali celo nimajo dela (Waddell & Burton, 2001). Zaposleni lahko namreč razvije BSH, ki ni nujno le posledica delovnih obremenitev. Stopnja, do katere ga taka bolečina ovira pri delu, je v veliki meri odvisna od vrste dela, ki ga posameznik opravlja. Osebe s fizično ali psihično zahtevnejšimi poklici imajo morda več težav z opravljanjem dela. Posledično večja odsotnost z dela je tako lahko posledica take interakcije in ni nujno vzrok za nastanek BSH (Waddell & Burton, 2001). Z delom povezane obremenitve so lahko razlog za nastanek bolečine ali le razlog za njeno poslabšanje in vztrajanje. Posledično bo zaposleni morda primoran prilagoditi delovne obremenitve. Ali je odnos med BSH in izpostavljenostjo delovnim obremenitvam neposreden ali posreden, je pri proučevanju vzrokov za BSH težko razločevati (Bernard, Putz-Anderson, Safety & Health, 1997). Kljub temu da zaposleni opravljajo primerljivo delo, nekateri razvijejo BSH, drugi ne. V tem primeru je potrebno vsaj del razlogov iskati pri posamezniku in njegovih antropometrijskih lastnostih, motoričnih sposobnostih in živčno-mišičnem upravljanju.

2 PREDMET, PROBLEM IN NAMEN

2.1 Epidemiologija in etiologija bolečine v spodnjem delu hrbta pri poklicih, ki zahtevajo sklanjanje

BSH in na splošno mišično-skeletne bolečine lahko uvrstimo v skupino z delom povezanih težav, kar pa moramo ločiti od poklicnih bolezni, pri katerih je hkrati potreben in zadosten en posamezen dejavnik za povzročitev bolezni (kot primer emfizema ob izpostavljenosti azbestu) (Punnett & Wegman, 2004). Ponavljajoče sklanjanje in/ali vzdrževanje sklonjenega položaja je pogosto v različnih poklicih in je po mnenju več kot četrtnine delovne populacije v Evropi glavni dejavnik tveganja za njihove zdravstvene težave (European Commission, 2014). Sklanjanje in drugi odkloni hrbtenice iz nevtralnega položaja so kot dejavnik tveganja več pozornosti raziskovalcev pritegnili šele po letu 1990. Nekaj študij je bilo izvedenih tudi prej, vendar so bile slabše kakovosti in pogosto niso kontrolirale pridruženih dejavnikov tveganja (Damkot, Pope, Lord & Frymoyer, 1984; Frymoyer idr., 1983). Eno prvih obširnejših in odmevnih študij so izvedli Punnett in sodelavci (1991), ki so analizirali položaje zaposlenih v avtomobilski industriji. Nekatera delovna mesta so zahtevala zelo statične drže in posamezni preiskovanci so do 80 % delovnega cikla vzdrževali rahlo sklonjen položaj (med 20 in 45° upogiba trupa) in do 74 % delovnega cikla zelo sklonjen položaj (> 45° upogiba trupa) vendar je bil delež oseb, ki so bile zelo sklonjene, več kot 10 % delovnega cikla majhen. Analize so pokazale, da so osebe z BSH značilno več delovnega časa v rahlo sklonjenem in v zelo sklonjenem položaju kot osebe brez BSH. Razlike so bile prisotne tudi na delovnih mestih, ki so zahtevala pogostejše menjave položajev, in sicer osebe z BSH so se sklanjale pogosteje v primerjavi z osebami brez BSH. Osebe z BSH so s približno 5-krat večjo verjetnostjo opravljale delo v rahlo sklonjenem položaju in s 6-krat večjo verjetnostjo v zelo sklonjenem ali zasukanem položaju, kot osebe brez BSH. Do podobnih zaključkov so skoraj desetletje kasneje prišli Hoogendoorn in sodelavci (2000), ki so pokazali večje tveganje za BSH pri osebah, ki se sklanjajo več kot 60° v primerjavi z osebami, ki se sklanjajo več kot 30°, čeprav je bilo tveganje za BSH tudi pri slednjih povečano. Zanimivo se tveganje ni povečalo s trajanjem vzdrževanja upogiba trupa nad 30°. Analiza odnosa med količino izpostavljenosti upogibu nad 60° in tveganjem ni bila opravljena zaradi majhnega števila delavcev, ki so bili v več kot 60° sklonjenem položaju vsaj 10 % delovnika (Hoogendoorn idr., 2000). Poleg obsega in trajanja sklonjenega položaja so Marras in sodelavci (1995) izpostavili pomen hitrosti gibanja.

V predlaganem večfaktorskem modelu, po katerem so osebe vključene v skupino z visokim tveganjem imele več kot 10-krat večjo verjetnost BSH, je bilo vključenih pet dejavnikov, in sicer največji navor, največja lateralna hitrost, povprečna hitrost sukanja trupa, frekvenca dviganja in največji obseg upogiba trupa. Dejavniki povezani s sklanjanjem so se torej sistematično izkazali kot pomembni pri določanju tveganja za pojav BSH.

Tipično delovno mesto, ki vključuje sklanjanje, je delo žerjavista. Posledice dela na žerjavu so bile predmet proučevanja različnih raziskav. Na Nizozemskem je skupina raziskovalcev proučevala učinke dela na žerjavu na zdravje hrbta in dokazala značilno večjo verjetnost predčasne upokojitve zaradi patologij medvretenčne ploščice pri žerjavistih v primerjavi s kontrolno skupino (Bongers, Boshuizen, Hulshof & Koemeester, 1988a, 1988b). Kljub temu delo žerjavista, ki vključuje dejavnike tveganja, kot so izpostavljenost vibracijam, sklanjanju in neugodnim temperaturam, ni imelo vpliva na pojavnost prve daljše odsotnosti z dela (> 28 dni) zaradi patologije medvretenčne ploščice. Upoštevati je potrebno, da je kontrolna skupina vključevala delavce v isti tovarni, ki so opravljali fizično zahtevna dela vključujoč dejavnike tveganja, kot so dviganje težjih bremen, vlečenje, potiskanje in izpostavljenost temperaturnim spremembam. Na drugi strani so rezultati pokazali, da so žerjavisti zaradi BSH v povprečju pogosteje in dalj časa odsotni kot osebe v kontrolni skupini (Bongers idr., 1988b). V študiji so pokazali tudi značilno povezavo med trajanjem dela na žerjavu in verjetnostjo nezmožnosti za delo zaradi patologij medvretenčne ploščice, ki se poveča za 1,5-krat za vsakih 10 let opravljanja dela na žerjavu (Bongers idr., 1988a). Podobne zaključke sta podala Burdorf in Zondervan (1990), ki poročata 3,6-krat večjo verjetnost BSH pri žerjavistih v primerjavi s kontrolno skupino, ki je opravljala zmerno zahtevno fizično delo v isti jeklarski tovarni. Nasprotno so Bovenzi, Pinto in Stacchini (2002) sicer pokazali podobno pogostost BSH pri žerjavistih kot prejšnje študije, vendar se slednja ni razlikovala od pogostosti BSH pri kontrolni skupini. V vseh omenjenih študijah so avtorji izpostavili predvsem kvarne učinke vibracij, čeprav so Bovenzi in sodelavci (2002) pokazali, da so med upravljavci luške mehanizacije žerjavisti izpostavljeni vibracijam nižje intenzitete ($0,22-0,53 \text{ m/s}^2$) kot upravljavci drugih strojev ($0,48-0,90 \text{ m/s}^2$), med katerimi so bili najbolj izpostavljeni upravljavci viličarjev. Kljub temu so avtorji z multivariatno analizo dokazali, da so vibracije celega telesa in posturalne obremenitve neodvisni dejavnik, ki poveča verjetnost nastanka BSH.

Čeprav večina preglednih študij poroča o povezavi med sklanjanjem in povečanim tveganjem za BSH (Heneweer idr., 2011; Hoogendoorn idr., 1999; Manchikanti,

2000; Manchikanti idr., 2009), so se v zadnjem obdobju pojavile nekatere polemike. Burni odziv je izzval že omenjeni sklop preglednih člankov, ki so proučevali učinke nekaterih tradicionalno sprejetih biomehanskih dejavnikov tveganja za nastanek BSH, kot so dviganje težkih bremen, sklanjanje in prisilne drže (Kwon idr., 2011; Wai, Roffey, Bishop, Kwon & Dagenais, 2010a). Avtorji so namreč zaključili, da ni zadostnih dokazov o vzročni povezanosti, predvsem zaradi pomanjkanja kvalitetnih študij, ki bi zadostile kompleksnim kriterijem dokazovanja vzročnosti. V študiji avtorji potrjujejo, da obstajajo trdni dokazi o povezavi med sklanjanjem in BSH, ki jih je potrdilo 10 kakovostnih študij. Prepoznana je bila tudi povezava med količino izpostavljenosti upogibanja trupa preko 45° in aktivnosti omejujočo BSH, ki so jo v študiji pokazali Jansen, Morgenstern in Burdorf (2004). Wai in sodelavci (2010a) podajo razmišljanje o možnosti, da večji obseg sklanjanja (preko 45°) povzroči BSH s težjo prizadetostjo. Tako BSH bi bilo potrebno spremljati ločeno od splošne BSH, ki ima številne druge možne izvore in dejavnike tveganja. Avtorji zaključijo, da za to razmišljanje ne obstajajo oprijemljivi dokazi, saj študije, ki so pokazale povezanost, niso opredelile možnih mehanizmov nastanka BSH. Predvsem končni zaključek, da sklanjanje in sukanje verjetno nista neodvisen povzročitelj BSH, je izzval številne odzive strokovne javnosti (Kuijer idr., 2012; McGill, 2011; Takala idr., 2010). Eden glavnih očitkov je (ne)primernost izbranih kriterijev dokazovanja vzročnosti, katerih postavke po mnenju nekaterih avtorjev niso pogoj za določanje vzročnosti (McGill, 2011; Takala idr., 2010) in sprejemanje zaključkov zaradi odsotnosti statistično značilnih razlik, čeprav so pogosto prepoznani trendi povezanosti količine izpostavljenosti in pojavnosti BSH (Takala idr., 2010). Naslednji pomemben problem je neupoštevanja heterogenosti BSH. Posledično dokazovanje specifične vzročnosti za nespecifično bolečino brez upoštevanja kompleksnosti interakcij med anatomskimi strukturami in biomehaniko obremenitev ni mogoče (McGill, 2011). Obravnava BSH kot homogenega problema brez opredelitve podskupin, pri čemer se upošteva izvor bolečine in/ali mehanizem nastanka, je tudi sicer eden glavnih problemov pri raziskovanju BSH. Polemična študija je dodatno izpostavila različne pomanjkljivosti v metodologiji raziskovanja BSH in potrebo po dokazovanju možnih izvorov in mehanizmov nastanka BSH v odvisnosti od ponavljajočega in/ali vzdrževanega sklanjanja.

Raziskave na kadavrih in živalskih preparatih so pokazale, da ima ponavljajoče sklanjanje številne kvarne strukturne učinke (Adams, 2004). S sklanjanjem se v literaturi najpogosteje povezuje patološke spremembe medvretenčnih ploščic. Raziskave z uporabo magnetne resonance pri osebah brez BSH so pokazale, da je oblika jedra medvretenčne ploščice odvisna od položaja trupa in zunanjih

obremenitev. Zaključili so, da ne prihaja do migracij jedra temveč le do spremembe njegove oblike (Nazari, Pope & Graveling, 2012). Medvretenčna ploščica je sicer dobro prilagojena visokim kompresijskim obremenitvam in študije enkratnega kompresijskega obremenjevanja do odpovedi so sistematično pokazale, da šele zelo velike obremenitve povzročijo poškodbo končne hrustančne ploščice in le redko povzročijo spremembe vezivnega obroča medvretenčne ploščice (Modic & Ross, 2007). Ko je medvretenčna ploščica predhodno izpostavljena cikličnim obremenitvam se poškodba končne hrustančne ploščice zgodi pri veliko nižji obremenitvi (Adams, Freeman, Morrison, Nelson & Dolan, 2000). Študije, ki proučujejo obremenitve na posamezne dele medvretenčne ploščice so pokazale, da so sile znotraj zdrave medvretenčne ploščice enakomerno porazdeljene in le minimalno višje na posteriorni strani vezivnega obroča (Adams, 2004; Bogduk idr., 2013). Nasprotno se razporeditve obremenitev zelo spremenijo v notranje spremenjenih medvretenčnih ploščicah, kar se zgodi ob degeneracijskih spremembah ali po poškodbi končne hrustančne ploščice. Pri tako spremenjeni medvretenčni ploščici raziskovalci poročajo velika nihanja v obremenitvah znotraj posamezne medvretenčne ploščice in zelo povečane obremenitve na posteriornem delu vezivnega obroča medvretenčne ploščice (Bogduk idr., 2013). Spremembe kažejo, da jedro ni več učinkovito v prenašanju in razporejanju sil. Povečane kompresijske obremenitve na posteriorni strani vezivnega obroča povzročijo ukrivljanje vezivnega obroča in delaminacijo posameznih plasti, kar omogoča prodiranje želatinastega jedra med lamele. Callaghan in McGill (2001) sta na živalskih preparatih pokazala, da lahko ciklične obremenitve v smeri upogiba povzročijo izbočenje medvretenčne ploščice (protruzijo). Ob povečanju kompresijske obremenitve se protruzija medvretenčne ploščice pojavi že pri nižjem številu ciklov upogiba. Zaključila sta, da je taka patologija kumulativni proces, ki je lahko posledica zelo nizkih kompresijskih obremenitev. Aultman, Scannell in McGill (2005) so nadalje pokazali, da je smer premikanja jedra medvretenčne ploščice odvisna od smeri obremenitev in da je smer protruzije mogoče predvideti na osnovi smeri obremenjevanja. Balkovec in McGill (2012) sta pokazala, da je verjetnost protruzije še posebej velika, ko so obsegi gibov veliki in je ciklično upogibanje kombinirano z iztegom trupa. Obstajajo torej številni s sklanjanjem povezani dejavniki, ki lahko povzročijo poškodbo medvretenčne ploščice.

Bolečina lahko izhaja iz same medvretenčne ploščice, katere vezivni obroč je močno oživčen. Obod medvretenčne ploščice v prenatalni dobi vsebuje številne proste živčne končiče, ki se kasneje razvijejo v pet tipov receptorjev. Le ti v ledvenem delu izhajajo iz ledvenega sinuvertebralnega živca, veje ledvenega ventralnega roga ter sivega

roga. Posamezna veja živca oživčuje medvretenčne ploščice na več nivojih zaradi česar lahko diskogena bolečina na enem nivoju vzdraži živčne korenine na več nivojih (Holm, Indahl & Solomonow, 2002). Izbočenje medvretenčne ploščice lahko povzroči tudi posredno bolečino preko mehanskega draženja živčne korenine, kar poznamo kot ishiadično bolečino (McGill, 2007). Opisane spremembe lahko povzročijo neposredne diskogene bolečine zaradi mehanskega draženja prostih živčnih končičev kakor tudi bolečino zaradi kemičnega draženja živčnih končičev. Slednje je posledica izločanja vnetnih faktorjev, citokinov in bolečinskih agensov (Bogduk idr., 2013). Draženje živčnih končičev z nizkim vzdražnim pragom v sakro-iliakalnem sklepu, medvretenčnih ploščicah ali v sklepnih tkivih lahko povzroči refleksno aktivacijo glutealnih in paraspinalnih mišic, ki lahko postanejo sčasoma boleče (Holm idr., 2002).

Izvor in nastanek bolečine je potrebno utemeljiti tudi ob odsotnosti patoanatomskih sprememb. Upoštevajoč različne vidike obremenjevanja med sklanjanjem Solomonow (2012) predlaga model nastanka BSH na osnovi kumulativnih obremenitev. Po tem modelu sklanjanje brez tveganja ne obstaja in loči med sklanjanjem z višjim in nižjim tveganjem v odvisnosti od intenzivnosti obremenitev, ki jih pogojujejo zgoraj opisani dejavniki (obremenitev, trajanje, kontinuiteta, itd.). Model predvideva, da dalj časa trajajoče sklanjanje povzroči določeno mero deformacije pasivnih struktur, ki je povezana z mikro-poškodbami pasivnih tkiv in zmanjšano aktivacijo mišic v mirovanju, kar se odraža v zmanjšani intrinzični togosti. V obdobju počitka se deformacija zmanjšuje in kot posledica mikro-poškodb se razvije lokalni vnetni odziv. V primeru intenzivnejših obremenitev se v tem obdobju mišična aktivacija poviša nad nivo aktivacije pred sklanjanjem in poveča se intrinzična togost. V primeru manj intenzivnih obremenitev se v tem obdobju nivo mišične aktivacije v mirovanju postopoma približuje stopnji aktivnosti izmerjeni pred sklanjanjem. Avtorji predvidevajo, da se verjetnost poškodbe v času zmanjšane intrinzične togosti zaradi povečane možnosti izgube stabilnosti poveča. Po mnenju avtorjev predstavlja še večje tveganje vnetni odziv po intenzivnejših obremenitvah, ki lahko ob (pre)kratkem času počitka in ponavljajočih obremenitvah vodi v kronično vnetje, ki ga spremljajo povišana mišična aktivnost v mirovanju in spremenjene SMFT.

2.2 Spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa v povezavi z bolečino v spodnjem delu hrbta

Spremembe SMFT so možen in verjeten dejavnik tveganja pri nastanku BSH, čeprav ni vzpostavljena jasna vzročna povezava. Za večino SMFT se namreč izkaže, da so lahko vzrok za nastanek, kot tudi posledica BSH. Prav vztrajanje sprememb SMFT po prenehanju BSH se izpostavlja kot eden možnih razlogov za pogoste ponovne epizode BSH (Barr idr., 2005). V preteklosti so s pojavom BSH povezovali predvsem motorične sposobnosti, kot so največja jakost in vzdržljivost mišic ter gibljivost trupa in kolkov (Biering-Sørensen, 1984). Zadnjih 30 let je več pozornosti namenjene različnim vidikom živčno-mišičnega nadzora, katerega ključni pomen je v modelu zagotavljanja stabilnosti trupa utemeljil Panjabi (1992a, 1992b). Kljub velikemu zanimanju za področje raziskovanja BSH in nepregledni količini študij obstajajo nasprotujoči pogledi na koncept nastanka BSH. Nekateri avtorji zagovarjajo koncept izgube stabilnosti kot dejavnik tveganja za poškodbo hrbta in nastanek BSH (McGill, 2007; Panjabi, 1992a, 1992b; Richardson, Hodges & Hides, 2004). Drugi zagovarjajo stališče, da je aktivnost mišic pri osebah z BSH že povišana in posledično je togost trupa in robustnost stabilnosti povečana (Hodges, van den Hoorn, Dawson & Cholewicki, 2009; van Dieën, Selen & Cholewicki, 2003). Za določanje učinkovitih preventivnih in kurativnih ukrepov pri BSH je ključno ugotoviti, ali so prilagoditve živčno-mišičnega nadzora pozitivne in v podporo izboljšanju stanja ali negativne in doprinesejo k vzpostavitvi cikla ponavljajoče bolečine in razvoja kronične BSH.

Eno od pomembnih vprašanj na tem mestu je torej osnovna mišična aktivnost pri osebah z BSH. V pregledni študiji so van Dieën, Selen in Cholewicki (2003) primerjali dokaze v podporo modela "bolečina-spazem-bolečina" (predpostavlja, da bolečina povzroči povečano mišično aktivacijo, ki s časoma postane izvor bolečine) ter modela "prilagoditve na bolečino" (predlaga, da se aktivnost mišic zmanjša, ko delujejo kot agonisti, in poveča, ko delujejo kot antagonisti) (van Dieën idr., 2003). Avtorji so zaključili, da predhodno predlagana modela ne razložita sprememb mišične aktivnosti dovolj celostno in predlagali nov model. Slednji predvideva, da so spremembe mišične aktivnosti zaradi BSH pretežno usmerjene v preprečevanje bolečinskih draženj ob nateznih obremenitvah poškodovanih/bolečih struktur hrbtenice. Skladno s Panjabijevim modelom zagotavljanja stabilnosti (Panjabi, 1992a, 1992b) se poveča aktivnost v mirovanju, kar nakazuje povečano ko-kontrakcijo in povečano intrinzično togost. Van Dieën in sodelavci (2003) izpostavljajo tri verjetne razloge za povečanje

mišične aktivnosti, ki je potrebna za zagotavljanje stabilnosti pri osebah z BSH, in sicer:

- zmanjšanje pasivne togosti zaradi poškodbe vezi ali medvretenčne ploščice,
- zmanjšanje mišične jakosti in sposobnosti za kljubovanje motnjam ter
- moteno senzorično-motorično integracijo in posledične spremembe korektivnih odzivov.

Skladno s temi izsledki so v kasnejši študiji Hodges in sodelavci (2009) z uporabo naprednejše metode, z aplikacijo perturbacij trupa, pokazali povečano togost trupa. Avtorji so dodatno pokazali slabše dušenje gibanja (ang. damping) in podobno kot van Dieën in sodelavci (2003) sklepajo, da je povečana togost verjetno mehanizem, s katerim poskušajo osebe z BSH zaščititi hrbtenico pred nadaljnjo poškodbo in/ali bolečino.

Pri osebah z BSH je pogosto odsoten fenomen sprostitve mišic iztegovalk trupa blizu največjega upogiba. Kaigle, Wessberg in Hansson (1998) so z invazivno metodo spremljali gibanje posameznih gibljivih segmentov. Pri osebah z BSH so ugotovili občutno manj znižanja (povprečno 13 % znižanje) mišične aktivnosti v polnem predklonu kot pri osebah brez BSH (povprečno 78 % znižanje). Avtorji sklepajo, da ohranjena mišična aktivnost preprečuje doseganje končnega obsega giba. Podobne spremembe so poročali Zedka in sodelavci (1999), po eksperimentalno povzročeni bolečini z vbrizganjem hipertonične raztopine v iztegovalke trupa. Pred vbrizganjem so osebe v polnem predklonu izkazale odsotnost mišične aktivnosti. Nasprotno so po povzročitvi bolečine mišice ostale aktivne tudi v končnem obsegu upogiba in obseg upogiba trupa se je značilno zmanjšal. McGill in Kippers (1994) podobno kot drugi avtorji sklepata, da se fenomen pri osebah brez BSH zgodi zaradi zmanjšanja potrebe po mišični aktivaciji, saj obremenitve prevzemajo pasivne strukture. Kljub temu ocenjujeta, da imajo mišice iztegovalke pomemben elastičen doprinos, saj prihaja do njihovega pasivnega raztezanja. Avtorja izpostavljata, da so v popolnoma sklonjenem položaju pasivne strukture zelo obremenjene in skladno s predhodno opisanim modelom je tudi v tem primeru verjeten razlog ohranjanja mišične aktivnosti zmanjšanje nateznih sil v pasivnih elementih (Colloca & Hinrichs, 2005; McGill & Kippers, 1994).

V povezavi z BSH so bile pokazane številne spremembe obeh osnovnih mehanizmov živčno-mišičnega upravljanja, ki zagotavljata povečanje togosti ob delovanju zunanjih ali notranjih motenj stabilnosti. Skupina avstralskih raziskovalcev je konec 90-ih let dokazala spremenjene vzorce APA pri osebah z BSH in posebej izpostavila

zakasnjeno aktivacijo mišice transversus abdominis (TrA) (Hodges & Richardson, 1996, 1998). Avtorji so pokazali, da je čas predaktivacije TrA pri osebah brez BSH neodvisen od smeri gibanja udov. Predpostavili so, da je mišica ključna za zagotavljanje stabilnosti trupa (Hodges & Richardson, 1997, 1998). Izsledki so spodbudili številne nadaljnje raziskave in imeli pomemben vpliv na klinično rehabilitacijo BSH. Slednja se je usmerila v učenje zavestne predaktivacije mišice TrA. Kasneje so nekateri avtorji sicer pokazali, asimetrično aktivacijo mišice TrA, ki je odvisna od smeri gibanja (Allison, Morris & Lay, 2008). Kljub temu še zmeraj ostajajo deljena mnenja o pomembnosti specifične mišice z vidika BSH (Allison & Morris, 2008). Verjetno ne gre pripisovati pomena posamezni mišici, temveč vzorcu aktivacije vseh mišic, vključenih v zagotavljanje stabilnosti trupa, kar potrjujejo tudi izsledki novejših študij (Sadeghi, Talebian, Olyaei & Attarbashi Moghadam, 2016).

Ob prisotnosti BSH študije izpostavljajo problem centralnega načrtovanja gibanja, ki je verjeten razlog za krajše APA. Povečana aktivnost prefrontalnega korteksa nakazuje bolj zavestni nadzor gibanja (Jacobs, Henry & Nagle, 2010; Sadeghi idr., 2016). Izkaže se, da se med pričakovanimi motnjami osebe z BSH poslužujejo simultane ko-kontraksije posturalnih mišic v večji meri kot APA. Bolečinski dražljaji in poškodbe podpornih tkiv verjetno vodijo v zmanjšan proprioceptivni dotok in osebe se posledično zanašajo na bolj robustne strategije zagotavljanja stabilnosti (Jacobs, Henry & Nagle, 2009; Sadeghi idr., 2016). Tsao, Danneels in Hodges (2011) so nadalje pokazali, da se mesta za transkranilno magnetno stimulacijo možganov za aktivacijo mišic multifidus in erector spine pri osebah z BSH v veliki meri prepokrivajo, medtem ko so pri zdravih osebah jasno ločena. Posledično se pri osebah z BSH izgubi sposobnost natančnega nadzora nad posameznimi mišičnimi snopi in so mišične skupine aktivirane hkrati. Spremembe motoričnega nadzora vodijo v bolj monotone prilagoditve in zmanjšano sposobnost prilagajanja APA za zagotavljanje dinamične stabilnosti pri subjektih s kronično BVK (Jacobs idr., 2009).

Zakasnele APA so lahko razlog za povečane obremenitve pasivnih struktur hrbtenice na začetku hotenega gibanja in tako razlog za nastanek BSH (Hammill, Beazell & Hart, 2008). Nasprotno je bilo pokazano, da lahko eksperimentalno povzročena bolečina povzroči spremembe in zakasnitve APA (Hodges idr., 2003). Na APA vplivajo tudi drugi dejavniki, kot je stabilnost stojne ploskve (Aruin, Forrest & Latash, 1998), velikost motnje (Teyssèdre, Lino, Zattara & Bouisset, 2000), zahtevana natančnost giba (Bonnetblanc, Martin & Teasdale, 2004), izvedba gibov v reakcijskih pogojih (De Wolf, Slijper & Latash, 1998) in izvedba z dominantno stranjo (Teyssèdre idr., 2000). Pomemben vpliv na APA ima še utrujanje, ki se pogosto lahko pojavi v povezavi s

sklanjanjem. Zgodnejše APA se zgodijo po utrujanju gibalnih (Kanekar, Santos & Aruin, 2008) in posturalnih mišic (Kanekar idr., 2008; Morris & Allison, 2006; Strang & Berg, 2007; Strang, Berg & Hieronymus, 2009), kar lahko pričakujemo tudi po delovnih obremenitvah in kar je potrebno upoštevati pri interpretaciji rezultatov. Glede na izsledke dosedanjih raziskav so spremembe živčno-mišične kontrole APA lahko tako vzrok za nastanek BSH kakor tudi posledica bolečine.

Drugi, verjetno še pomembnejši mehanizem zagotavljanja stabilnosti trupa, je refleksna mišična aktivnost, ki po nekaterih izračunih doprinese tudi do 42 % k skupni togosti trupa (Moorhouse & Granata, 2007). Spremembe PRR v povezavi z BSH so bile v zadnjih desetletjih obsežno raziskovane in so pogosto predlagan mehanizem nastanka BSH. Eno prvih odmevnejših del na tem področju so izvedli Magnusson in sodelavci (1996), ki so pokazali, da imajo osebe z BSH daljše latence in nižjo EMG amplitudo refleksnih odzivov kot osebe brez BSH, kar so kasneje potrdile tudi številne druge študije (Boudreau idr., 2011; Navalgund, Buford, Briggs & Givens, 2013; Radebold idr., 2000; Reeves, Cholewicki & Milner, 2005). Nadalje so Radebold in sodelavci (2000) primerjali refleksno aktivnost mišic ob nenadni razbremenitvi. Ugotovili so, da se po prenehanju delovanja zunanje sile v smeri naprej z zakasnitvijo aktivirajo upogibalke trupa in z zakasnitvijo prenehajo z aktivacijo iztegovalke trupa. Podobno so po prenehanju delovanja sile v smeri nazaj pri osebah z BSH opazili zakasnelo prenehanje aktivacije upogibalk trupa. Dodatno se pri osebah z BSH ob razbremenitvi izklopi značilno manj mišic, ki so bile aktivne pred sprostitvijo mehanizma, kot pri osebah brez BSH. Primerljive spremembe so Cholewicki in sodelavci (2002) pokazali tudi po končani rehabilitaciji športnikov, ki so imeli akutno epizodo BSH. Povprečen čas izklopa mišic po nenadni razbremenitvi pri osebah po akutni BSH je bil 71 ± 31 ms in pri kontrolni skupini brez BSH 50 ± 21 ms. Časi aktivacije kažejo, da gre za kompleksne polisinaptične odzive (Radebold idr., 2001). Kot kažejo rezultati omenjenih raziskav, izkazujejo osebe z BSH več koaktivacije ob motnji z razbremenitvijo, česar pri osebah brez BSH ni bilo zaslediti. Avtorji izpostavljajo dva možna mehanizma, ki utegneta biti potencialno odgovorna za take izsledke.

Na eni strani predpostavljajo, da so spremembe živčno-mišičnega nadzora morda posledica poškodbe mehkih tkiv in posledično povzročijo spremembe proprioceptivnega dotoka. Predhodne poškodbe, ki so lahko nižje intenzitete in ne povzročijo epizode BSH, morda poškodujejo mehano-receptorje v tkivih, kar bi lahko bil razlog za zmanjšano in/ali zakasnjeno refleksno aktivacijo mišic ter odgovorne za pojav BSH (Cholewicki idr., 2002; Radebold idr., 2000). V podporo predlaganemu

mehanizmu so rezultati obsežne prospektivne študije, ki so jo izvedli Cholewicki in sodelavci (2005). V študiji so avtorji ocenili refleksne odzive več kot 300 univerzitetnih športnikov, ki so jih na to spremljali 2 do 3 leta z namenom beleženja pojava BSH. Zaključili so, da so daljše latence refleksnih odzivov dejavnik tveganja za razvoj BSH, saj ima posameznik večje možnosti za nastanek poškodbe, če je njegov mišični odgovor na nenadno obremenitev trupa nezadosten, kar lahko ogrozi stabilnost.

Na drugi strani je ko-aktivacija agonistov in antagonistov eden od učinkovitih mehanizmov za povečanje togosti hrbtenice in zagotavljanje stabilnosti. S tem morda osebe z BSH preprečujejo prekomerne gibe, ki bi lahko povzročili povečanje bolečine (Radebold idr., 2000; van Dieën, idr., 2003). Daljše latence in nižje EMG amplitude refleksnih odzivov po nenadni motnji pri osebah z eksperimentalno povzročeno bolečino (vbrizganje hipertonične raztopine) so podobne spremembam opaženim pri osebah z BSH (Boudreau idr., 2011). Pri eksperimentalno povzročeni bolečini ni pričakovati sprememb vzdražnosti receptorjev zaradi poškodbe in tudi študije kažejo, da se mišični refleks na razteg po aplikaciji hipertonične ali izotonične raztopine ne spremeni (Zedka idr., 1999). Eksperimentalno povzročena bolečina nakazuje na spremembe centralnega nadzora gibanja in morebitno zmanjšano vzdražnost motoričnega korteksa (Boudreau idr., 2011; Tsao, Danneels & Hodges, 2011a). Enostranska BSH povzroči spremembe živčno-mišičnega upravljanja obojestransko tako na nivoju sprememb centralnega nadzora, kot tudi periferno (Tsao idr., 2011a), vendar nekateri poročajo o večjih spremembah na boleči strani (MacDonald, Moseley & Hodges, 2009). Nekateri študije sicer niso pokazale razlik v refleksnih odzivih med osebami brez BSH in osebami s poškodbo medvretenčne ploščice (V Leinonen idr., 2001) ali pri osebah s kronično BSH (Larivière, Forget, Vadeboncoeur, Bilodeau & Mecheri, 2010). Kljub temu se večina strinja, da spremembe živčno-mišičnega upravljanja, ki se kažejo kot spremembe mehanizma odprte in zaprte zanke pri osebah z BSH, verjetno pomembno prispevajo k pogostim ponovitvam epizod BSH.

Povečanje mišične aktivnosti za zagotavljanje stabilnosti in preprečevanje prekomernih gibov je v akutni fazi BSH verjetno funkcionalna prilagoditev (van Dieën, Cholewicki, Radebold & van Dieën, 2003), vendar se dolgoročno odraža v povečanih kompresijskih obremenitvah (Granata & Marras, 2000). Poveča se predvsem aktivnost površinskih mišic, ki so primarno gibalne, in hkrati zmanjša v globlje ležečih mišicah, ki imajo pomembno vlogo natančnejšega upravljanja segmentnega gibanja (MacDonald idr., 2009). Tako povečana togost (Hodges idr., 2009; Reeves idr., 2007) kot zmanjšano dušenje vplivata na projekcijo sile težišča

po motnji (Hodges idr., 2009). Povečana intrinzična togost in slabše dušenje pri subjektih z BVK se lahko kaže kot podaljšan čas in večje število oscilacij pred uravnoteženjem po motnji. Če se prilivi iz proprioceptorjev zmanjšajo, je lahko odziv premajhen ali prevelik. Spremembe živčno-mišičnega upravljanja se tako pogosto kažejo tudi kot spremembe ravnotežja in so povezane z zakasnenimi refleksnimi reakcijami (Mok, Brauer & Hodges, 2004; Radebold idr., 2001), kar lahko dodatno poveča verjetnost poškodbe hrbta.

Za dober položaj in stabilnost hrbtenice so pomembne tudi motorične sposobnosti ledvenega dela in celotnega ledveno-medeničnega kompleksa. Čeprav so izsledki študij nasprotujoči, je merjenje gibljivosti ledvene hrbtenice še zmeraj najpogosteje uporabljena objektivna mera uspešnosti rehabilitacije BSH in velja kot eden kriterijev zdrave hrbtenice (Brennan idr., 2006). Čeprav se večja gibljivost v nekaterih študijah izkaže kot morebitni dejavnik tveganja, se nasprotno izkaže kot preventivni dejavnik v športih, ki zahtevajo večje obsege gibov (Corkery idr., 2014; Kujala, Taimela, Oksanen & Salminen, 1997). Novejše študije poudarjajo predvsem pomen simetrične gibljivosti ter dajejo večji pomen gibljivosti kolkov, ki lahko vpliva na ledveno-medenični ritem (razmerje med gibom izvedenim v ledveni hrbtenici in v kolkih) (Esola, McClure, Fitzgerald & Siegler, 1996). Zadostna gibljivost kolkov je potrebna predvsem za pravilno izvedbo nekaterih opravil, kot so sklanjanje in dvigi z ohranjanjem hrbtenice blizu nevtralnega položaja.

Jakost in lokalna mišična vzdržljivost sta pomembni motorični sposobnosti tako z zdravstvenega vidika (Ebenbichler, Oddsson, Kollmitzer & Erim, 2001; Hultman, Nordin, Saraste & Ohlsen, 1993), kakor tudi z vidika sposobnosti opravljanja različnih opravil. Pri osebah z večjo jakostjo mišic zahteva enaka absolutna obremenitev manjšo mišično aktivacijo in manjšo zaznavo napora. Pri zdravih osebah je v povprečju največja jakost izmerjena v smeri iztega trupa, temu sledi upogib trupa, stranski odkloni in najmanjša jakost v smeri sukanja trupa (Kocjan & Sarabon, 2014). Pri osebah z BVK so ugotovili šibkost in hitrejšo utrudljivost iztegovalk trupa ter njihovo neravnovesje z upogibalkami trupa (Ebenbichler idr., 2001; Jorgensen & Nicolaisen, 1987). Nekatere študije pri preprečevanju poškodb pripisujejo pomembnejšo vlogo hitrosti prirastka sile kot maksimalni proizvedeni sili (Anderson & Behm, 2005). Hultman idr. (1993) so v študiji primerjali osebe z občasno ponavljajočo BSH, kronično BSH in osebe brez bolečin z namenom prepoznave parametrov, pomembnih za zdravje hrbta. Ugotovili so razlike v izometrični in izokinetični jakosti iztegovalk trupa. Še pomembnejše razlike so bile ugotovljene v vzdržljivosti mišic iztegovalk trupa. Čas v zahtevanem položaju je bil 53 % krajši pri

osebah s kronično BSH. Podobno so Rossi in sodelavci (2015) pokazali v povprečju 30 % nižjo največjo izometrično silo v smeri iztega trupa in 19 % nižjo največjo izometrično silo v smeri upogiba trupa pri osebah z BSH. Tudi v njihovi študiji so osebe z BSH imele značilno krajši čas vzdržljivosti na Biering-Sorensen testu, in sicer 36 %. Vzdržljivost mišic trupa je pomemben dejavnik v etiologiji BSH. Zmanjšana vzdržljivost iztegovalk trupa je bila povezana s prvim pojavom BSH tudi v starejši epidemiološki študiji (Biering-Sorensen, 1984). Razlike med osebami z in brez BSH so tudi v živčno-mišičnem utrujanju. Pri osebah z BSH se kot elektrofiziološki pokazatelj utrujanja pojavi strmejši upad mediane frekvence mišice erector spinae, predvsem proti koncu testa vzdržljivosti (McKeon, Albert & Neary, 2006). Sklepamo lahko, da sta vzdržljivost mišic in sposobnost hitrega razvoja zadostne sile pomembna dejavnika za zdravje hrbtenice.

Bolečina lahko torej nastane zaradi deficitov živčno-mišičnega upravljanja in motoričnih sposobnosti. Nasprotno pa tudi sama bolečina povzroči nekatere spremembe živčno-mišičnega upravljanja, kot so spremenjeni vzorci samodejne predaktivacije mišic trupa (Hodges, Moseley, Gabrielsson & Gandevia, 2003), daljše latence refleksnih odzivov (Boudreau idr., 2011; Jacek Cholewicki idr., 2005; Radebold idr., 2001) in poslabšanje parametrov ravnotežja (Radebold idr., 2001). Bolečina vpliva tudi na motorične sposobnosti, saj je trajanje kronične bolečine povezano s spremembo tipa mišičnih vlaken, in sicer v smeri povečanja hitro utrudljivih mišičnih vlaken, medtem ko površina preseka mišice multifidus ni povezana s trajanjem simptomov (Mannion idr., 2000). Posledično je pričakovati zgodnejše utrujanje pri osebah z BSH. Če povzamemo, je za zdravje hrbtenice pomembna skladnost delovanja celotnega telesa, še zlasti kolkov in ledveno-medeničnega predela ter usklajenost motoričnih sposobnosti (gibljivost, jakost, lokalna mišična vzdržljivost) in živčno-mišičnega upravljanja (samodejna predaktivacija trupa, poturalni refleksni odzivi, ravnotežje).

Nakazujejo se možnosti prilagoditev omenjenih vidikov, povezanih z učinkovitim in varnim delovanjem trupa in hrbtenice. Maher (2000) v pregledni študiji gotavlja, da so vadbeni ukrepi najbolj konsistentno dokazano učinkovit ukrep za zmanjšanje BSH. Obstajajo dokazi o tem, da je pri osebah z BSH z vadbo mogoče doseči hitrejše in izrazitejše samodejne aktivacijske odgovore stabilizacijskih mišic trupa pri nepričakovani (Magnusson idr., 1996; Pedersen idr., 2007) in pričakovani (Tsao, Danneels & Hodges, 2011) motnji trupa. Nadalje je pri osebah z BSH s primerno vadbo mogoče izboljšati mišično jakost in lokalno mišično vzdržljivost (Bronfort idr., 2011; Mannion, Taimela, Muntener & Dvorak, 2001), povečati gibljivost (Šarabon,

Palma, Vengust & Strojnik, 2011) in zmanjšati subjektivno zaznavo bolečine (Franca idr., 2010; Costa idr., 2009). Optimalna obremenitev je zaradi zahtev delovnih mest pogosto nemogoča. Pomembno je prepoznati ter odstraniti ali zmanjšati najpomembnejše dejavnike tveganja. Waddell in Burton (2001) v smernicah za obravnavo BSH na delovnem mestu priporočata organizacijske intervencije in aktivni pristop, ki vključujejo zgodnje vračanje na delo, ohranjanje dnevnih aktivnosti, psihološko podporo itd. Priporočilo, naj se ohrani kar se da normalno opravljanje vsakdanjih aktivnosti kljub bolečini, se lahko odraža v enako hitrem ali celo hitrejšem zmanjšanju akutnih simptomov, krajši bolniški odsotnosti, manj recidivih in manj bolniških odsotnostih, kakor v primeru tradicionalnega zdravstvenega pristopa (počitek in priporočilo, naj bo bolečina vodilo pri vračanju v normalno aktivnost).

2.3 Vpliv sklanjanja na mehanske lastnosti in senzorično-motorične funkcije trupa

Mehanske značilnosti hrbtenice se s časom obremenjevanja spreminjajo zaradi poro-elastičnih in viskozno-elastičnih lastnosti medvretenčnih ploščic in vezi. Prevladujoči mehanizem sprememb znotraj medvretenčne ploščice je gibanje tekočin proč od mesta visoke obremenitve, medtem ko so spremembe v vezeh povezane predvsem s spremembami organiziranosti kolagenskih vlaken in njih obdajajočih proteoglikanov (Adams & Dolan, 1996). Ugotovili so, da se obseg giba med sklanjanjem poveča, kar se smatra kot kazalec mehko-tekivnih deformacij (ang. creep). Deformacija se zgodi že po relativno kratkotrajnem vzdrževanju sklonjenega položaja ali po nekaj ponovitvah sklanjanja. Deformacija nastane kot posledica časovno odvisnega iztisa vode iz hrbteničnih struktur, še posebno iz medvretenčne ploščice. Posledično se zniža višina medvretenčne ploščice, kar povzroči ohlapnost zadajšnjih ligamentov in zmanjšan upor kostno-ligamentarnega aparata ob sklanjanju. Meritve tlaka neposredno v medvretenčni ploščici med izvedbo različnih aktivnosti so pokazale, da se tlak med sklanjanjem v stoječem položaju poveča za 2,2-krat v primerjavi s tlakom izmerjenim v sproščenem stoječem položaju. Nekoliko manjše povečanje tlaka je bilo pokazano v maksimalno sklonjenem položaju sede, in sicer 1,6-krat višje kot med sproščenim stanjem (Wilke idr., 1999). Oblika medvretenčne ploščice se med različnimi obremenitvami spreminja, in sicer v sedečem in stoječem položaju se višina diska na anteriorni strani značilno zmanjša v primerjavi z višino, izmerjeno v ležečem položaju (Nazari idr., 2012). Adams in Dolan (1996) sta v laboratorijskem poskusu izvedla aksialno obremenjevanje gibljivega segmenta in s tem povzročila

gibanje tekočine iz medvretenčne ploščice, kar se je odražalo v znižanju višine gibljivega segmenta v povprečju za $1,07 \pm 0,28$ mm. Po aksialnem obremenjevanju se je upor upogiba do predhodno določenega položaja zmanjšal za $41,4 \pm 14,5$ % oziroma ob enakem navoru v smeri upogiba se je povečal obseg giba za $12,2 \pm 6,4$ %. Podobno znižanje (0,5 do 1,0 mm) so po 1,5-urnem obremenjevanju medvretenčne ploščice pokazali tudi Kingma in sodelavci (2000). Primerljiv proces se v življenju dogaja vsakodnevno in je odgovoren za cirkadiane spremembe v telesni višini in v obsegu gibljivosti hrbtenice (Manire, Kipp, Spencer & Swank, 2010a). Večje obremenitve kot med sproščeno stoji lahko pričakujemo med sklanjanjem, kar povzroči večje znižanje medvretenčne ploščice in posledično zmanjšanje intrinzične togosti.

Obremenjevanje hrbtenice v smeri upogiba poleg povečanih obremenitev na medvretenčno ploščico povzroči tudi razteg večine ligamentov hrbtenice, pri čemer je potrebno ločiti dva tipa sklanjanja, ki povzročita različne obremenitve. Prvi tip so obremenitve s konstantnim bremenom (ang. creep loading), med katerimi se deformacija pasivnih struktur povečuje ob konstantni obremenitvi. Taka obremenitev se dogaja med opravljanjem del, kot so vrtnarjenje in druga dela, med katerimi je oseba v maksimalno sklonjenem položaju in glavino obremenitev prenašajo pasivne strukture. Pri zdravih osebah se v takem položaju pojavi fenomen sprostitve mišic v sklonjenem položaju (ang. flexion relaxation phenomenon), ki nakazuje prevzemanje bremen s strani pasivnih struktur (Howarth, Kingston, Brown & Graham, 2013; Olson, Li & Solomonow, 2009). Ohranjanje takega položaja povzroči progresivno deformacijo pasivnih struktur ob delovanju konstantnega bremena zgornjega dela telesa. Drugi tip je obremenjevanje v konstantnem položaju, med katerim se napetost v pasivnih viskozno-elastičnih tkiv zmanjšuje ob konstantni stopnji deformacije. Take obremenitve se dogajajo med opravljanjem del, kot je na primer delo žerjavista, ki zahtevajo ohranjanje amplitude sklonjenosti, ki je manjša od maksimalne. V takem položaju sicer pride do povečanja sil, ki delujejo na pasivne strukture vendar se slednje postopoma prilagajajo položaju - deformirajo - in napetost se zmanjšuje. Za ohranjanje položaja se mora sorazmerno povečevati mišični doprinos oziroma je položaj zagotovljen zaradi zunanje opore, kot v primeru ledveno usločenega sedenja na pisarniškem stolu z naslonom, ki zagotavlja relativno konstanten položaj ledvene hrbtenice.

Dodatna zunanja bremena med maksimalnim predklonom v stoječem položaju povzročijo večjo deformacijo pasivnih struktur, ki se je odražala v večjem povečanju obsega giba in zmanjšani intrinzični togosti trupa (Bazrgari idr., 2011; Toosizadeh &

Nussbaum, 2013). Dodatna zunanja bremena povečajo obremenitve na spodnji del hrbta med sklanjanjem, kar se odraža v povečanju pritiska na medvretenčne ploščice (Takahashi, Kikuchi, Sato & Sato, 2006). Bazrgari in sodelavci (2011) zanimivo niso opazili večje deformacije ob dodajanju zunanjih bremen med maksimalnim sklanjanjem, a se je kljub temu zmanjšala intrinzična togost trupa. Upoštevajoč značilnosti obeh načinov obremenjevanja je pričakovati, da ima dodajanje zunanjih bremen večji učinek na spremembe mehanskih značilnosti med obremenjevanjem pasivnih struktur s konstantnim navorom, kot med obremenjevanjem v konstantnem položaju. Kljub temu bi lahko zmanjšanje intrinzične togosti pričakovali tudi, ko je dodatna obremenitev aplicirana med obremenjevanjem s konstantnim položajem. S tem se namreč neposredno poveča obremenitev na medvretenčno ploščico zaradi bremena in dodatno zaradi aktivacije mišic iztegovalk trupa, ki se upirajo povečanemu navoru (Takahashi idr., 2006). Avtorji nismo zasledili študije, ki bi ocenjevala spremembe togosti trupa po delovanju različnih obremenitev med sklanjanjem s konstantnim položajem.

Na hitrost in obseg sprememb mehanskih lastnosti pasivnih viskozno-elastičnih struktur, povezanih s sklanjanjem, vplivajo še drugi parametri, ki določajo intenzivnost obremenitev. Pri obremenitvah s konstantnim položajem ima pomembno vlogo obseg giba, v katerem je položaj vzdrževan. Hendershot in sodelavci (2011) so primerjali sprostitvev napetosti v pasivnih viskozno-elastičnih tkivih pri 33, 66 in 100 % obsega giba, gledano relativno na obseg, v katerem se pojavi fenomen sprostitve mišic v predklonu. Pokazali so statistično značilno večjo sprostitvev sile v največji izmed proučevanih amplitud predklona v primerjavi z obema manjšima obsegoma giba, med katerima ni bilo značilnih razlik. Rezultati so skladni s široko sprejeto krivuljo doprinosa pasivnih struktur, ki predlaga nelinearno povečanje doprinosa sil s strani pasivnih struktur. Krivulja predvideva minimalen doprinos sil s strani pasivnih tkiv blizu nevtralnega položaja in strmo povečanje doprinosa blizu končnega obsega giba (Adams & Dolan, 1996; Brown & McGill, 2008). Kljub temu so rezultati pokazali zmanjšanje intrinzične togosti med delovanjem nenadne mehanske motnje v pokončnem nevtralnem položaju hrbta po vseh treh obsegih upogiba trupa in učinek je bilo značilno večji po večjih obsegih predklona (Hendershot idr., 2011). Sprostitvev napetosti pasivnih viskozno-elastičnih struktur torej vpliva na zmanjšanje intrinzične togosti trupa tudi v nevtralnem pokončnem položaju in sprememba je odvisna od obsega giba sklanjanja.

Pri obeh načinih obremenjevanja so spremembe mehanskih značilnosti odvisne od trajanja in kontinuitete obremenjevanja (Adams & Dolan, 1996; Lu, Solomonow,

Zhou, Baratta & Li, 2004). Adams in Dolan (1996) sta izvajala upogib gibljivih segmentov do 70 % največjega obsega giba (določen kot konec elastične cone ob konstantnem povečevanju fleksijskega navora) kontinuirano ali ciklično in pokazala 15 % zmanjšanje navora v smeri upogiba po cikličnem obremenjevanju in kar 37 % zmanjšanje po enako trajajoči kontinuirani obremenitvi. Podobno sta Little in Khalsa (2005) pokazala, da se deformacija ob obremenitvi s konstantnim bremenom zgodi hitreje, ko je obremenitev kontinuirana, in počasneje ko je prekinjajoča. V vmesnih časih razbremenitve se namreč delež deformacije povrne, za kar so najverjetneje pretežno odgovorna elastinska vlakna, ki najverjetneje pomagajo povrniti obliko pasivnih struktur po deformaciji (Raj, 2008). Tveganje za poškodbe medvretenčne ploščice in vezi torej ni odvisno le od sil, ki delujejo na hrbtenico med obremenitvijo, temveč je potrebno upoštevati tudi druge dejavnike, kot so frekvenca (Lu idr., 2004), hitrost (Marras idr., 1995), način obremenjevanja (Lu idr., 2004) ter vpliv predhodnih obremenitev, ki lahko oslabijo strukturo in posledično se poškodba lahko zgodi ob delovanju nižjih sil (Callaghan & McGill, 2001). Dodatno je potrebno upoštevati še nekatere osebne dejavnike, kot sta starost (Adams & Dolan, 1996) in spol (Bazrgari idr., 2011; Hendershot idr., 2011), ki vplivajo predvsem na hitrost pojava sprememb mehanskih lastnosti pasivnih viskozno-elastičnih tkiv, povezanih z obremenjevanjem.

Spremembe mehanskih lastnosti hrbtenice so odvisne od trajanja obremenjevanja. Študije kažejo, da je deformacija pasivnih viskozno-elastičnih struktur nelinearno poveza s trajanjem obremenjevanja (Toosizadeh & Nussbaum, 2013). Sklepa se, da se kar 90 % zmanjšanja intrinzične togosti zaradi deformacije pasivnih viskozno-elastičnih struktur hrbtenice zgodi v prvih 2-eh minutah kontinuiranega obremenjevanja (Bazrgari idr., 2011; Hendershot idr., 2011). Z daljšim trajanjem se sicer zgodijo dodatne spremembe, vendar so manjše in predlagan je dvofazni model s hitrimi uvodnimi spremembami in počasnejšimi spremembami z nadaljnjim obremenjevanjem (Toosizadeh & Nussbaum, 2013). Trajanje obremenjevanja vpliva tudi na čas, potreben za povrnitev intrinzične togosti, ki podobno kot zmanjšanje togosti izkazuje hitro začetno povrnitev večjega deleža s sklanjanjem izgubljene togosti (Bazrgari idr., 2011). Ocenjuje se, da je za povrnitev intrinzične togosti po obremenjevanju pasivnih viskozno-elastičnih struktur hrbtenice s konstantnim navorom potrebno vsaj dvakrat toliko časa, kot je trajala izpostavljenost (Bazrgari idr., 2011). Avtorji ocenjujejo, da za povrnitev intrinzične togosti po izpostavljenosti pasivnih struktur konstantnemu položaju zadošča časovno obdobje, ki je enako dolgo, kot je trajala izpostavljenost (Hendershot idr., 2011). Način obremenjevanja torej vpliva tudi na čas, potreben za povrnitev intrinzične togosti hrbtenice, in je 2-

krat daljši, ko so pasivne strukture obremenjene ob delovanju konstantnega navora. Solomonow (2009) v pregledu literature ocenjuje, da se po dalj časa trajajočem obremenjevanju ligamentov (20 do 50 min) v prvi uri počitka povrne 40 do 60 % togosti, medtem ko je popolna povrnitev dolgotrajen proces, ki traja 24 do 48 ur. Izpostaviti je potrebno, da so navedene študije na ljudeh izpostavile preiskovance relativno kratkemu času sklanjanja saj v nobeni študiji ni bil čas daljši od 16 minut (Bazrgari idr., 2011; Hendershot idr., 2011; Rogers & Granata, 2006; Toosizadeh & Nussbaum, 2013). Čeprav je izpostavljenost sklanjanju na delu praviloma daljša, so študije, ki so izpostavile preiskovance dalj časa trajajočemu sklanjanju, zelo redke in nakazujejo možnost nasprotnih sprememb kot opaženo v zgoraj omenjenih študijah. Muslim in sodelavci (2013) so pokazali zmanjšanje intrinzične togosti po različnih razmerjih obremenitve in razbremenitve v skupnem trajanju 48 minut. Tudi Parkinson, Beach in Callaghan (2004), ki so spremljali spremembe pasivne togosti hrbtenice, so po 30-minutnem ciklu ponavljajočega dviganja bremena pokazali podoben trend kot druge omenjene študije. Presenetljivo se je trend po naslednjih dveh 30-minutnih ciklih izničil in pri nekaterih nakazal celo trend povečane intrinzične togosti trupa. Podobno se je v drugi študiji med ponavljajočimi predkloni, po izvedenih 25 ponovitvah dinamična stabilnost nekoliko zmanjšala, vendar se je z nadaljnjimi ponovitvami ponovno približala izhodiščnemu stanju (Howarth idr., 2013). Sklepa se, da je ponovno izboljšanje dinamične stabilnosti posledica povečanja mišične aktivnosti, ki vodi v povečanje rotacijske togosti medvretenčnih sklepov. Gre le za domnevo, saj je bilo povečanje mišične aktivnosti med prehajanjem v in iz sklonjenega položaja le nakazano in ni doseglo statistične značilnosti (Howarth idr., 2013). Nakazani trend povečane mišične aktivnosti je lahko bodisi posledica kompenzacije zmanjšane intrinzične togosti bodisi kompenzacija za mišično utrujanje, ki se morda pojavi po večjem številu ponovitev.

Študije niso povsem enotne glede sprememb intrinzične togosti med obremenjevanjem hrbtenice v smeri upogiba in morebiten razlog za to so spremljajoče spremembe SMFT. Intrinzična togost hrbtenice poleg intrinzične togosti pasivnih viskozno-elastičnih struktur vključuje tudi osnovno mišično aktivnost (Granata, Slota & Bennett, 2004; Rogers & Granata, 2006; van Drunen, Maaswinkel, van der Helm, van Dieën & Happee, 2013). Ob zmanjšanju pasivne togosti pasivnih struktur bi skladno s Panjabijevim modelom (Panjabi, 1992a) zagotavljanja stabilnosti pričakovali povišanje osnovne mišične aktivnosti oziroma koaktivacije, vendar so izsledki študij na tem področju neenotni in večina ne potrjuje takega predvidevanja. Glavnina študij namreč ni pokazala sprememb bazične mišične aktivnosti po sklanjanju, ki je vključevalo obremenjevanje pasivnih tkiv z delovanjem

konstantnega navora (Bazrgari idr., 2011; Toosizadeh & Nussbaum, 2013) ali v konstantnem položaju (B. Hendershot idr., 2011). Nekatere študije celo poročajo zmanjšano aktivnost abdominalnih mišic brez sprememb aktivacije površinskih mišic hrbta (Rogers & Granata, 2006). Nasprotno so Shin, D'Souza, in Liu (2009) po 5 minut trajajočem statičnem upogibu s konstantnim položajem pokazali značilno povečanje aktivacije iztegovalk trupa za doseganje 15 in 30 % največje hotene sile v smeri iztega trupa. Za razliko od preostalih študij so preiskovanci izvajali izometrično meritev v 60° upogiba trupa. V tem položaju je zmanjšanje intrinzične togosti pasivnih viskozno-elastičnih struktur imelo večji vpliv kot v nevtralnem pokončnem položaju in položaj med meritvijo je možen razlog za opaženo povečanje mišične aktivacije. Sklepamo lahko, da v nevtralnem pokončnem položaju ne prihaja do sprememb mišične aktivacije ob zmanjšanju pasivne togosti.

Ob zmanjšani intrinzični togosti zaradi zmanjšanja pasivne togosti in nespremenjeni bazični mišični aktivnosti bi ob delovanju nenadne mehanske motnje pričakovali povečane refleksne odzive. Še zmeraj ni povsem pojasnjen vpliv senzornih informacij iz pasivnih in aktivnih struktur hrbtenice na spremembe refleksnih odzivov po sklanjanju. Senzorično motorične funkcije mišic in pripadajočih tetiv so dobro opredeljene in miotatični refleksi so gradniki kompleksnih spinalnih refleksnih odzivov, ki zagotavljajo koordinirano upravljanje elementarnih vzorcev preko senzorne stimulacije in preko signalov iz višjih centrov (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). V zadnjem času se pogosto poudarja tudi pomen senzornih informacij iz drugih tkiv, ki izkazujejo možnost povzročitve refleksne mišične aktivacije. Študije na živalskih modelih so pokazale, da izolirano draženje živčnih končičev z nizkim vzdražnim pragom v sakro-iliakalnem sklepu, medvretenčnih ploščicah ali v sklepnih tkivih povzroči refleksno aktivacijo glutealnih in paraspinalnih mišic (Holm idr., 2002; Indahl, Kaigle, Reikerås & Holm, 1995). Sklepa se, da so živčni končiči v obodu medvretenčnih ploščic, sklepnih ovojníc fasetnih sklepov in v ligamentih del proprioceptivnega sistema, odgovornega za optimalno refleksno aktivacijo mišic ob hrbtenici. Raziskave refleksnega odziva s stimulacijo ligamentov na živalskem modelu so pokazale, da gre za hiter in močan refleksni lok, kar še dodatno poudari njegov pomen za ohranjanje integritete sklepov ter ohranjanje stabilnosti (Stubbs idr., 1998). Ob draženju se refleksno aktivirajo mišice, ki preprečujejo prekomerno raztezanje obremenjenega ligamenta. Pokazana je bila na primer refleksna aktivnost v mišicah upogibalkah kolena ob obremenjevanju srednje križnega ligamenta ali medialnega stranskega ligamenta kolena, kar zmanjša obremenitev na ligament in prepreči prekomerne anteriorne ali rotacijske premike goleni (Solomonow idr., 1987). Podobna povezanost med obremenitvami ligamenta in refleksno varovalno

mišično aktivacijo je bila pokazana tudi ob obremenitvah ligamentov v drugih sklepih. Veliko pozornosti je namenjene predvsem spremembam v supraspinalnem ligamentu, ki se prirašča na trnaste izrastke na vsakem nivoju hrbtenice in se v sklonjenem položaju raztegne. Položaj ligamenta omogoča proizvodnjo navora, ki nasprotuje upogibalnemu navoru ter tako povečuje stabilnost (Stubbs idr., 1998). Položaj ligamenta hkrati povzroča, da se razteza bolj kot druge strukture, ki so bližje teles vretenc. Obsežno raztezanje supraspinalnega ligamenta med sklanjanjem vzdraži mehanoreceptorje v ligamentu ter tako pomembno prispeva k proprioceptivnim in kinestetičnim informacijam. Stubbs in sodelavci (1998) so pokazali, da stimulacija supraspinalnega ligamenta povzroči refleksno aktivacijo mišic ob hrbtenici. Največjo aktivacijo so zaznali bilateralno en nivo nižje od mesta stimulacije vezi. Manjša aktivnost je bila zaznana tudi do dva nivoja kranialno in kaudalno od mesta stimulacije. Študije torej potrjujejo prisotnost refleksov, ki jih lahko sproži mehanski dražljaj različnih aktivnih in pasivnih struktur hrbtenice.

Spremembe refleksne aktivacije mišic iztegovalk trupa med različnimi tipi obremenitev so bile obsežno raziskovane na živalskih modelih (Holm idr., 2002; Hoops, Zhou, Lu, Solomonow & Patel, 2007; Le idr., 2009; M. Solomonow idr., 2003; Stubbs idr., 1998). Obremenitve, ki posnemajo sklanjanje, so pokazale, da se med sklanjanjem refleksno aktivirajo globoke mišice iztegovalke trupa, ki zagotavljajo segmentni nadzor gibanja. S ponavljajočim in vzdrževanim sklanjanjem so študije pokazale progresivni upad refleksne aktivnosti, ki se je ustalil blizu 45 do 50 % začetne aktivnosti (Solomonow idr., 2003). Upad mišične aktivnosti je povezan z intenzivnostjo obremenjevanja, saj je bil opažen večji upad refleksne aktivnosti, ko so aplicirali večje sile (Solomonow idr., 2003). Poleg aplicirane sile so na upad refleksne aktivnosti pomembno vplivali še trajanje obremenjevanja (Sbriccoli, Solomonow, Zhou & Lu, 2007), frekvenca obremenjevanja (Lu idr., 2004) in trajanje odmorov med cikli obremenjevanja (Hoops idr., 2007; Sbriccoli idr., 2007). Poleg upada refleksnega odziva je obremenjevanje povzročilo občasna prehodna povečanja mišične aktivacije, ki so jih avtorji opredelili kot varovalne mišične spazme (Hoops idr., 2007; Solomonow idr., 2003; Moshe Solomonow, 2009). Spazmi se najverjetneje pojavijo v antagonističnih mišičnih skupinah zaradi mikro-poškodb pasivnih viskozno-elastičnih struktur z namenom zmanjšanja obremenitev (Moshe Solomonow, 2009). Takoj po obremenjevanju se vzdražnost prehodno nekoliko poveča (Solomonow, 2012) in takoj po dalj časa trajajočem obremenjevanju verjetno tudi preseže pred obremenjevanjem izzvano mišično aktivacijo (Sbriccoli idr., 2007). Temu sledi daljše obdobje zmanjšanih mišičnih odzivov. Vzdražnost se v obdobju počitka ponovno poveča in običajno presežejo vzdražnost pred pričetkom

obremenjevanja (Sbriccoli idr., 2007; Moshe Solomonow, 2009). Tako povečanje vzdražnosti so na živalskih modelih pokazali v povprečju 2 do 3 ure po obremenjevanju in je bila prisotna tudi več kot 7 ur po obremenitvah. Zakasnjena in dalj časa trajajoča povečana vzdražnost je najverjetneje povezana z vnetnim odzivom v tkivu (Solomonow, 2012). Rezultati na živalskih modelih sicer predstavljajo pomembna izhodišča za razumevanje sprememb SMFT povezanih s sklanjanjem, vendar so povezane s številnimi omejitvami in je predlagane spremembe potrebno potrditi tudi pri ljudeh.

Izsledki študij glede sprememb refleksnih odzivov po sklanjanju pri ljudeh so nasprotujoči. Na eni strani nekatere študije, skladno s predhodno opisanimi živalskimi modeli, podpirajo upad refleksnih odzivov po sklanjanju. Rogers in Granata (2006) sta opisala upad refleksnega prirasta po 4 setih 4-minutnega sklonjenega položaja. Avtorji sklepajo, da je upad povezan s povečano ohlapnostjo pasivnih viskozno-elastičnih struktur in zmanjšano občutljivostjo receptorjev. Podobno so Muslim in sodelavci (2013) pokazali upad intrinzične togosti in upad prirasta refleksnih odzivov po 48 minutah ponavljajočega maksimalnega sklanjanja. Primerjali so različno trajanje (1, 2 in 4 minute) vzdrževanja predklona in različne premore (enako dolg kot sklanjanje in dvakrat daljši kot sklanjanje) in pokazali upad refleksnih prirastov po vseh treh trajanjih cikla obremenitve in upad je bil večji, ko so bili odmori krajši. Ponovljeni predkloni so povzročili kumulativno deformacijo, ki je bila s ponovitvami večja kot po posameznem bloku (Muslim idr., 2013). Ugotovitve teh študij predvidevajo, da je ob opaženem hkratnem upadu intrinzične togosti hrbtenica bolj izpostavljena nevarnosti za izgubo stabilnosti.

Na drugi strani so nekatere predhodne študije iste skupine raziskovalcev pokazale povečanje refleksnih odzivov. Bazrgari in sodelavci (2011) so primerjali kontinuirano maksimalno sklanjanje različnih trajanj (2, 4 in 10 minut) z in brez dodatnega zunanjskega bremena (39 N). Pokazali so od trajanja in dodatnega bremena odvisno zmanjšanje intrinzične togosti in pridruženo povečanje refleksnega prirasta, ki je bilo večje po daljši izpostavljenosti sklanjanju. Podobne ugotovitve so poročali Hendershot in sodelavci (2011), ki so pokazali značilno povečanje refleksnega prirasta in zmanjšanje pasivne togosti z vzdrževanjem različnih obsegov predklona. V študiji so najprej določili upogib trupa, pri katerem se pojavi fenomen sprostitve mišic. Glede na ta obseg so preiskovanci ob ločenih obiskih vzdrževali 33, 66 in 100 % upogiba v trajanju 2 in 16 minut. Spremembe pasivne togosti in PRR so se pojavile že po 2 minutah vzdrževanja 33 % upogiba. V pogojih, ki zahtevajo vzdrževanje konstantnega položaja Hendershot in sodelavci (2011) poročajo, da je povečanje

obsega giba povezano s povečanjem refleksnega prirasta, kar nakazuje na kompenzatorno vlogo povečanja refleksnih odzivov, ob zmanjšanju intrinzične togosti. Nasprotno je trajanje vzdrževanja položaja (2 in 16 minut) pokazalo le mejni vpliv. Avtorji sklepajo, da je povečanje refleksnega odziva eden od mehanizmov zaščite predhodno raztegnjenih ligamentov z namenom zmanjšanja verjetnosti nastanka dodatnih mikro poškodb.

V obeh študijah so eno uro spremljali povrnitev sprememb po prenehanju sklanjanja in sicer vsakih 10 minut. Presenetljivo so v študiji, v kateri so bile pasivne viskozno-elastične strukture obremenjene v konstantnem položaju, pokazali relativno hitro povrnitev intrinzične togosti (znotraj 10 minut) in vztrajanje povišanega refleksnega prirasta tudi ob zadnji meritvi, torej eno uro po sklanjanju (Hendershot idr., 2011). Nasprotno je po obremenitvah, ki so pasivna tkiva izpostavila konstantnemu navoru ob napredujoči deformaciji, ostala intrinzična togost znižana še 50 minut po 10-minutnem obremenjevanju, vendar se je prirast refleksnih odzivov po začetnem povečanju vrnil na nivo, podoben kot pred obremenitvijo (Bazrgari idr., 2011). Nakazuje se torej možnost, da so spremembe intrinzične togosti in SMFT odvisne od načina obremenjevanja.

V omenjenih študijah sta se refleksni prirast in največja refleksna sila po ponovljenih upogibih zmanjšala (Muslim idr., 2013). Nasprotno so se refleksni odzivi povečali po vzdrževanju statičnega upognjenega položaja (Bazrgari idr., 2011; Hendershot idr., 2011). Drugačen odziv je morda posledica bolj izrazitih učinkov ponavljajočih upogibov. V obdobju ponavljajočega sklanjanja (48 minut) je morda prenehala tudi prehodna povečana vzdražnost po upogibih (Muslim idr., 2013). Raziskave na živalskih modelih so namreč pokazale, da takojšnje prehodno povečanje vzdražnosti traja manj kot 60 minut (Le idr., 2009). Prekratek počitek med cikličnimi upogibi povzroči akutno živčno-mišično motnjo pri živalskih modelih. Živalski modeli izpostavljeni 5, 10 in 20 minutam počitka po 10-minutnem cikličnem obremenjevanju (0,25 Hz) so izkazali upad refleksne EMG aktivnosti hrbtnih mišic in delno povrnitev funkcije v obdobju regeneracije. Učinki so bili večji pri skupini, ki je imela med cikli 5 minut počitka, medtem ko skupina z 20-minutnimi odmori ni pokazala akutnega odziva (Hoops idr., 2007). Odmor med cikličnimi obremenitvami pomembno vpliva tudi na frekvenco in jakost varovalnih mišičnih spazmov med upogibi. Hoops in sodelavci (2007) so nadalje pokazali, da so krajši odmori povezani z večjo amplitudo in večjo pogostostjo mišičnih spazmov, ki jim avtorji pripisujejo varovalno vlogo. Skupini s 5- in 20-minutnimi odmori sta namreč izkazali primerljivo deformacijo pasivnih viskozno-elastičnih struktur. Spazmi imajo doprinos k skupni togosti, zaradi

česar je najmanjšo togost izkazala skupina s srednje dolgimi odmori, pri kateri so bili zaznani spazmi redkejši in amplitude manjše. Avtorji predvidevajo, da je bil pri skupini s srednje dolgimi odmori na eni strani čas za povrnitev deformacije prekratek in na drugi strani doprinos s strani spazmov nezadosten. Ta skupina je izkazala največjo deformacijo viskozno-elastičnih struktur, ki je ostala največja tudi po 7-urnem obdobju počitka. Zanimivo je po 7-urnem obdobju regeneracije najmanj deformacije izkazala skupina z najkrajšimi odmori, kar je posledica občutno povečane bazične mišične aktivnosti, ki poveča intrinzično togost pri tej skupini. Študije v nasprotju s študijami, izvedenimi na izoliranih preparatih (Adams & Dolan, 1996), predvidevajo, da obremenjevanje s (pre)kratkimi odmori, povzroči kumulativno motnjo, ki lahko povzroči več poškodb tkiva kot statično obremenjevanje.

V realnem delovnem okolju je vzdrževanje konstantnega položaja dodatno povezano z vzdrževanjem zadostne mišične aktivacije, kar lahko povzroči mišično utrujanje. Utrujanje je opredeljeno kot zavedanje zmanjšanih fizičnih in mentalnih sposobnosti zaradi nesorazmerja med razpoložljivostjo, izrabo in obnovo virov, potrebnih za izvedbo naloge (Enoka, 2012). Utrujanje se kaže kot zmanjšana sposobnost doseganja največje hotene sile in za doseganje enake sile je v stanju utrujenosti potreben višji nivo mišične aktivacije (Monjo & Forestier, 2014; van Dieën, Heijblom & Bunkens, 1998). Odnos med silo in mišično aktivacijo ni konstanten saj so pridružene tudi spremembe v sami mišici, ki vplivajo na to razmerje (Enoka, 2012). Zaradi sprememb rekrutacije motoričnih enot se utrujanje odraža tudi na upadu mediane frekvence (van Dieën idr., 1998). Utrujanje dodatno vpliva na občutek napora in v stanju utrujenosti osebe ob slepem proizvajanju predhodno določene sile proizvedejo nižjo silo, kar nakazuje spremembe propriocepcije (Carson, Riek & Shahbazzpour, 2002). V študijah, ki so uporabile dinamične obremenitve hrbtenice, kot je ponavljajoče dviganje (Parkinson idr., 2004), je morda prišlo do kombiniranih učinkov utrujanja in deformacije mehkih tkiv, ki jih ni mogoče razločiti.

Eno redkih študij, ki je preučevala učinke utrujanja in sklonjenega položaja na refleksne odzive, so izvedli Sánchez-Zuriaga in sodelavci (2010). V študiji so za povzročitev utrujanja uporabili Biering-Sorensen test do odpovedi. Deformacije mehkih tkiv so povzročili z ohranjanjem sklonjenega položaja sede in pri tem uporabili zunanjo podporo za zgornji del trupa. Tako so omogočili pretežno pasivno ohranjanje položaja (1 uro) brez mišičnega utrujanja. Vzdrževanje takega položaja je povzročilo deformacije mehkih tkiv, kar se je odrazilo v povečanju obsega upogiba ledvenega dela trupa v povprečju za $2,3^\circ$, kar je predstavljalo nekaj več kot 4 % povprečnega obsega upogiba ledvene hrbtenice. Rezultati so pokazali statistično

značilno povečanje latenc PRF po vzdrževanju sklonjenega položaja, ki je povzročil deformacije mehkih tkiv, pri tem je bil učinek večji na mišice ledvenega predela v primerjavi z učinkom na iztegovalke prsnega dela hrbtenice. Deformacija mehkega tkiva je povzročila le povečanje latenc PR, medtem ko značilnih sprememb v času do največje aktivacije ali sprememb v amplitudi PR ni bilo. Nasprotno protokol, ki so ga uporabili za utrujanje, ni povzročil sprememb PR. Podaljšane latence po povzročitvi deformacije mehkih tkiv in odsotnost sprememb po utrujanju nakazujeta možnost, da so refleksni odzivi v veliki meri posledica vzdraženja mehanoreceptorjev v ligamentih, fascijah, tetivah, in sklepnih kapsulah, ki so bile minimalno obremenjene med protokolom utrujanja in ne posledica sprememb povezanih s sposobnostjo generiranja sile. Rezultati študije so delno v nasprotju z nekaterimi predhodnimi študijami, ki so tako kot ta študija pokazale odsotnost sprememb latenc PR, vendar so, nasprotno, pokazali povečanje amplitude PR (Herrmann idr., 2006; Hortobágyi, Lambert & Kroll, 1991). Od teh študij so samo Herrmann in sodelavci (2006) spremljali utrujanje mišic hrbta in za povzročitev utrujanja uporabili kombinacijo dinamičnega iztezanja hrbta ter izometričnega vzdrževanja sile v smeri iztega trupa. Pri takem protokolu je lahko poleg utrujanja prišlo tudi do deformacije mehkih tkiv, zaradi česar ne moremo sprememb pripisati le utrujanju, saj obstaja možnost, da so prilagoditve posledica obeh dejavnikov. Potrebne so dodatne študije, ki bodo bolje razložile spremembe SMFT ob utrujanju in hkratnih spremembah pasivne togosti.

Predmet doktorske disertacije je proučevanje sprememb SMFT pri osebah, ki opravljajo delo v sklonjenem položaju. Različne epidemiološke študije so namreč potrdile, da delo v sklonjenem položaju predstavlja pomemben dejavnik tveganja za nastanek BSH. Predlagani so bili različni izvori BSH, ki so lahko neposredno povezani s povečanimi cikličnimi obremenitvami na spodnji del hrbta med sklanjanjem, vendar še zmeraj ostaja velik delež BSH, ki nima jasnega izvora in je opredeljena kot idiopatska BSH. V literaturi obstaja vse več dokazov, da je vnetni odziv tkiva eden od pogostih izvorov BSH, ko je le-ta prisotna brez vidnih patoanatomskih sprememb. Pri nastanku vnetnega procesa se izkažejo kumulativne obremenitve hrbtenice kot izredno pomembne. Sklanjanje doprinese k takim obremenitvam neposredno preko povečanja kompresijskih sil med sklanjanjem in posredno s spremembami SMFT po sklanjanju. Pokazane so bile številne spremembe SMFT, ki lahko prispevajo h kumulativnim obremenitvam ali neposredno izpostavijo hrbtenico povečanemu tveganju za nastanek poškodb. Problem je, da so izsledki študij na nekaterih ključnih področjih neenotni, za kar je potrebno iskati razloge v načinu obremenjevanja, kontinuiteti obremenjevanja, trajanju odmorov med obremenitvami in trajanju obremenjevanja. Predvsem slednje je ena glavnih omejitev predhodnih študij, saj so

bile spremembe senzorično-motoričnih funkcij do sedaj raziskovane v laboratorijskem okolju. Izpostavljenost obremenitvam je bila v preteklih študijah relativno kratka, najpogosteje krajša od 20 minut. Namen te disertacije je zato celovito oceniti akutni učinek običajnega delovnika na SMFT v realnem delovnem okolju ter prepoznati morebitne trajne prilagoditve na večletno opravljanje dela v sklonjenem položaju. Nadalje je namen preveriti učinkovitost preventivnih ukrepov, kot sta redna GŠA in uporaba zunanje pasivne opore za zgornji del trupa med sklanjajnem.

3 CILJI IN HIPOTEZE

Cilj prvega sklopa doktorske disertacije je z uporabo inovativnega mobilnega sistema za celovito vrednotenje SMFT objektivno ovrednotiti akutne učinke običajnega delovnika žerjavista, ki opravlja tipično delo v sklonjenem položaju. V tem sklopu je dodatni cilj preveriti prisotnost morebitnih trajnih prilagoditev na večletno opravljanje takega dela.

Cilj drugega sklopa je z dodatno študijo ponavljajočega sklanjanja, izvedeno v laboratoriju, potrditi nekatere nakazane spremembe v prvem sklopu, saj je izvedba meritev na realnem delovnem mestu povezana z nekaterimi omejitvami, kot je ne-standardizirana obremenitev odvisna od trenutnih zahtev ter ponovno nameščanje merilnih senzorjev, kar prispeva k večji variabilnosti rezultatov. Cilj te študije je dodatno preveriti, ali uporaba pasivne podpore za zgornji del trupa zmanjša negativne učinke sklanjanja na SMFT.

Cilj tretjega skopa je preveriti, ali so negativni učinki delovnika na SMFT pri osebah, ki so v prostem času redno gibalno/športno aktivne, manjši v primerjavi z osebami, ki niso.

Upoštevajoč izsledke predhodnih študij smo postavili naslednje hipoteze:

H1: Več let trajajoče delo v sklonjenem položaju (delo upravljavca dvigal) povzroči trajne spremembe SMFT, kar se bo v primerjavi s kontrolno skupino izkazalo kot:

H1.1: Večja gibljivost kolkov v smeri upogiba in zunanje rotacije.

H1.2: Večja gibljivost kolkov v smeri upogiba trupa.

H1.3: Večja jakost in daljši čas do utrujanja.

H1.4: Slabši posturalni nadzor.

H1.5: Krajše APA.

H1.6: Daljše latence PRR.

H2: Po delovniku bodo spremembe SMFT večje pri upravljavcih dvigal kot pri kontrolni skupini, kar se bo izkazalo kot:

H2.1: Gibljivost kolkov se bo po delu povečala pri obeh skupinah z večjim povečanjem v smeri upogiba in zunanje rotacije pri upravljavcih dvigal.

H2.2: Gibljivost hrbtenice v smeri upogiba se bo povečala pri obeh skupinah z večjim povečanjem pri upravljavcih dvigal.

H2.3: Jakost mišic iztegovalk trupa se bo po delu zmanjšala le pri upravljavcih dvigal.

H2.4: Čas do utrujenosti iztegovalk trupa se bo po delu zmanjšal le pri upravljavcih dvigal.

H2.5: Posturalni nadzor se bo po delu poslabšal le pri upravljavcih dvigal.

H2.6: APA bodo po delu zgodnejše le pri upravljavcih dvigal.

H2.7: Latence PRR se bodo po delu podaljšale le pri upravljavcih dvigal.

H3: Sklanjanje s pasivno oporo za zgornji del trupa bo povzročilo manjše spremembe SMFT kot sklanjanje brez opore, kar se bo izkazalo kot:

H3.1: Gibljivost trupa v smeri upogiba se bo povečala po podprtem sklanjanju (PS) in nepodprtem sklanjanju (NPS), vendar bo povečanje gibljivosti večje po NPS.

H3.2: Mišična aktivacija med sklanjanjem in po sklanjanju se bo povečala le po NPS.

H3.3: Podajnost trupa se bo po sklanjanju povečala po PS in NPS, vendar bo povečanje večje po NPS zaradi dodatnega učinka utrujanja.

H3.4: Refleksni prirast se bo povečal po PS in NPS, vendar bo povečanje večje po NPS.

H4: Pri osebah, ki so gibalno/športno aktivne, bodo učinki delovnih obremenitev na SMFT manjši kot pri osebah, ki niso aktivne. To se bo odrazilo kot:

H4.1: Aktivni preiskovanci bodo izkazali večjo gibljivost kolkov in hrbtenice kot neaktivni preiskovanci.

H4.2: Največja jakost mišic trupa bo višja pri aktivnih preiskovancih in se bo po delu zmanjšala le pri neaktivnih preiskovancih.

H4.3: Čas ohranjanja določene sile mišic iztegovalk trupa se bo po delu skrajšal le pri neaktivnih preiskovancih.

H4.4: Aktivni preiskovanci bodo izkazali učinkovitejši posturalni nadzor kot neaktivni preiskovanci in spremembe bodo po delu manjše pri aktivnih preiskovancih.

H4.5: APA bodo zgodnejše pri neaktivnih preiskovancih in razlike se bodo dodatno povečale po delu.

H4.6: Latence PRR bodo daljše pri neaktivnih preiskovancih in se bodo po delu dodatno podaljšale.

4 METODE DELA

V disertaciji bodo predstavljeni izsledki dveh ločenih a vsebinsko povezanih študij. Obe študiji sta bili izvedeni v sklopu projekta »Vrednotenje živčno-mišičnih stabilizacijskih funkcij trupa in razvoj programov preventivne vadbe proti bolečini v spodnjem delu hrbta (L5-4293 B)«. Prva študija je bila izvedena neposredno v delovnem okolju v sodelovanju z gospodarskim partnerjem projekta – Luko Koper. V študijo je bilo vključenih 153 zaposlenih v omenjenem podjetju. Del podatkov je bil predhodno predstavljen v magistrskem delu Kaje Kastelic z naslovom »Akutni vpliv osemurnega delovnika pisarniških delavcev na nekatere senzorično-motorične funkcije trupa« in ne bodo vključeni v tej disertaciji. V sklopu te študije smo poskušali odgovoriti na dva vsebinska sklopa vprašanj, ki bosta predstavljena kot dva ločena eksperimenta. Druga študija je bila izvedena v sklopu raziskovalnega gostovanja na Vrije Universiteit Amsterdam in bo predstavljena kot tretji eksperiment.

4.1 Eksperiment 1 - Merjenje akutnih učinkov dela v sklonjenem položaju na nekatere senzorično-motorične funkcije trupa ter prepoznavanje morebitnih trajnih prilagoditev

4.1.1 Preiskovanci

V eksperimentu je bilo vključenih 87 zaposlenih v Luki Koper, od tega 38 žerjavistov in 49 zaposlenih, ki opravljajo kombinirano sedeče in stoječe delo. (tabela 4). Med skupinama ni bilo značilnih razlik v starosti, višini in teži. Zaradi spreminjajočih zahtev dela je bilo na dan meritev na žerjav razvrščenih le 28 žerjavistov, pri katerih smo lahko ugotavljali učinke dela v sklonjenem položaju. Pred pričetkom meritev smo vse preiskovance podrobno seznanili z namenom meritev ter jim opisali potek in trajanje meritev. Seznanili smo jih tudi z njihovo možnostjo prekinitve sodelovanja v študiji v vsakem trenutku. Vsi preiskovanci so pred pričetkom merjenja podpisali izjavo o zavestni privolitvi. Študija je bila izvedena v skladu s Helsinško deklaracijo.

Tabela 4: Demografski podatki preiskovancev, vključenih v prvi eksperiment

	N	Starost [leta]	Višina [cm]	Telesna masa [kg]
Žerjavisti vsi	38	38 ± 8 (23-56)	183 ± 5 (172-196)	97 ± 14 (78-143)
Žerjavisti na žerjavu	28	39 ± 8 (23-56)	183 ± 5 (172-196)	97 ± 15 (78-143)
Kontrolna skupina	49	42 ± 9 (25-62)	182 ± 6 (168-192)	92 ± 12 (71-120)

N – število preiskovancev

4.1.2 Merilni postopki in merilna oprema

Pred pričetkom meritev so preiskovanci izvedli standardizirano ogrevanje (visoko dvigovanje kolen izmenično z levo in desno nogo, z vsako nogo 10-krat, 10 sklec z oporo rok na dvignjeno podlago, 10 enonožnih predklonov na vsaki nogi in 10 globokih počepov). Preiskovanci so opravili dva enaka sklopa meritev, in sicer prvega pred pričetkom dela (med 5:30 in 8:30) ter drugega v popoldanskem času, po končanem delovniku (med 14:00 in 17:00 uro). Vrstni red testov je bil v obeh sklopih enak. Pri določanju vrstnega reda testov smo upoštevali predvsem nevarnost utrujanja in potencialni vpliv na preostale teste. Meritve so v tem vrstnem redu vključevale:

- merjenje gibljivosti kolka in ledvene hrbtenice,
- test repozicije trupa,
- meritve gibanja projekcije sile težišča na podlago med stojo na eni nogi,
- meritve APA izbranih mišic trupa ob hitrih gibih rok ter
- PRR na nepričakovano zunanjo mehansko obremenitev preko rok.

Po končanem drugem sklopu meritev so preiskovanci dodatno izpolnili vprašalnik o socio-demografskih podatkih, gibalni/športni aktivnosti in morebitni BSH.

Vse meritve smo izvedli z uporabo namensko razvite merilne opreme za vrednotenje SMFT (S2P d.o.o, Ljubljana, Slovenija). Oprema je bila razvita v sodelovanju s partnerjem v projektu, S2P d.o.o., z namenom omogočanja celovitega objektivnega vrednotenja živčno-mišičnih funkcij na terenu (Šarabon, Voglar, Panjan & Fonda, 2013). Predhodno smo preverili veljavnost in ponovljivost nekaterih testov, katerih izvedbo omogoča merilni sistem (Kocjan & Šarabon, 2014; Voglar & Šarabon, 2014; Voglar & Šarabon, 2012) ter utemeljili uporabnost merjenja živčno-mišičnih funkcij

trupa v pripravi preventivnih vadbenih ukrepov za preprečevanje nastanka BSH (Šarabon, Panjan & Voglar, 2013).

Obseg gibljivosti kolkov in trupa smo merili s pomočjo brezžičnih inercijskih merilnih enot (IMU), ki so sestavni del uporabljenega merilnega sistema (S2P d.o.o, Ljubljana, Slovenija). Za potrebe meritev gibljivosti kolka v smeri upogiba in iztega je bila ena IMU enota nameščena na kožo nad lateralnim kondilom stegenice. Pritrditev smo izvedli s pomočjo obojestranskega samolepilnega traku in po potrebi uporabili dodatno ovojno elastično mrežico. Merjenje gibljivosti v smeri upogiba kolka so bile izvedene leže na hrbtu. Preiskovalec je postopoma dvigal v kolenu iztegnjeno nogo in pri tem pridržal nasprotno nogo preiskovanca ob podlagi (slika 4 - A). Za meritve gibljivosti kolka v smeri iztega je preiskovanec ležal na trebuhu. Preiskovalec je stabiliziral medenico preiskovanca preko posteriornega dela kolčnice in izvedel gib iztega kolka z distalno roko preko distalnega dela stegenice (slika 4 - B). Za meritve obsegov gibljivosti kolka v smeri notranje in zunanje rotacije je preiskovanec ležal na trebuhu. Koleno na strani merjenega kolka je bilo pokrčeno za 90°. IMU smo pritrdili na kožo na anteriorni del golenice nad tuberositas tibiae. Za gib zunanje rotacije je preiskovalec z roko, ki je bila bližje glave preiskovanca, stabiliziral preko kolčnice na isti strani telesa. Z drugo roko je preiskovalec izvedel gib preko distalnega dela goleni (slika 4 - C). Podobno je bila izvedena meritev notranje rotacije kolka, le da je bila v tem primeru stabilizacija izvedena preko kolčnice na nasprotni strani telesa.

Slika 4: Izvedba meritev gibljivosti kolkov v smeri upogiba (A), iztega (B) in zunanje rotacije (C) ter izvedba meritev obsega upogiba trupa (D).



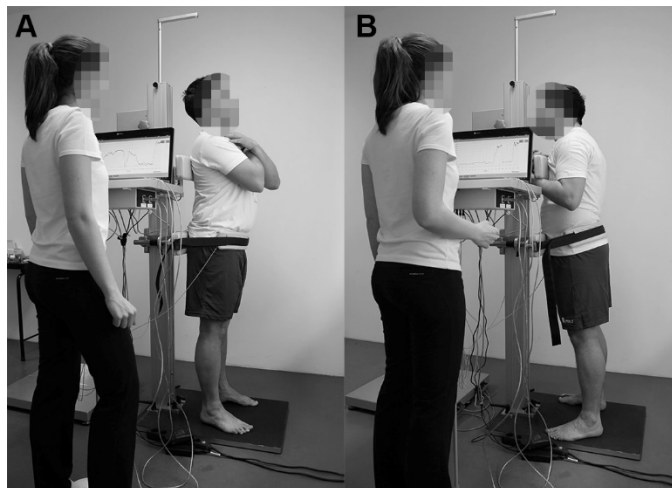
Vir slike: osebni arhiv avtorja.

Gibljivost trupa smo izmerili s tremi IMU enotami v stoječem položaju. IMU enote smo namestili na kožo nad trnastim odrastkom drugega križničnega, prvega ledvenega in prvega prsnega vretenca. Preiskovancu smo naročili, naj izvede

predklon in se poskuša dotakniti prstov na nogah ter približa glavo h kolenom. Pri vseh meritvah gibljivosti smo izvedli tri ponovitve. Za nadaljnje obdelave smo uporabili največjo izmerjeno vrednost izmed treh ponovitev.

Največji navor (M_{max}) smo izmerili v stoječem položaju in z medenico čvrsto stabilizirano z oblazinjenim pasom ob oblazinjeno prečno oporo. Višino opore smo prilagodili tako, da je bil zgornji rob opore poravnan z zgornjim robom križnice. Senzor sile (PW10AC3-200kg, HBM, Darmstadt, Nemčija) je bil nameščen pod drugo oblazinjeno prečno oporo. Slednjo smo prilagodili glede na višino preiskovanca tako, da je bil zgornji rob opore neposredno pod grebenom lopatic. Razdalja med obema prečnima oporoma je služila za določitev ročice navora. Navodilo preiskovancu je bilo, naj postopoma povečuje pritisk na zgornjo oporo tako, da v približno 3 sekundah razvije največjo možno silo, jo zadrži vsaj 2 sekundi in nato postopoma popusti. Ob tem smo preiskovance glasno spodbujali. Vsak preiskovanec je izvedel tri ponovitve v smeri iztega in v smeri upogiba trupa. Za merjenje M_{max} v smeri iztega trupa je preiskovanec stal s hrbtom obrnjen k opori (slika 5 - A), za M_{max} v smeri stranskega upogiba je bil obrnjen bočno in za meritve M_{max} v smeri upogiba se je preiskovanec obrnil proti merilni napravi (slika 5 - B)

Slika 5: Prikaz meritev največjega navora v smeri iztega trupa (A) in v smeri upogiba trupa (B).

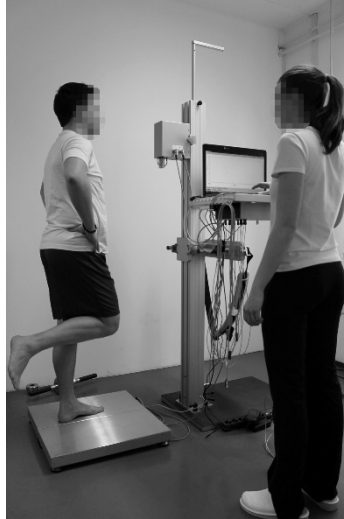


Vir slike: osebni arhiv avtorja.

Nihanje projekcije centra pritiska na podlago (CoP, ang. center of pressure) smo izmerili med stoji na eni nogi. Preiskovanci so stali na nemanipulativni nogi, z nasprotno nogo pokrčeno v kolenu približno za 90° (slika 6). Navodilo preiskovancem je bilo, naj stojijo kar se da mirno in se osredotočajo na točko nameščeno na steni

(višina 175 cm, oddaljenost 200 cm). Izvedli smo tri ponovitve v trajanju 30 s. Nihanje CoP smo merili z uporabo plošče za merjenje sil na podlago (S2P d.o.o, Ljubljana, Slovenija).

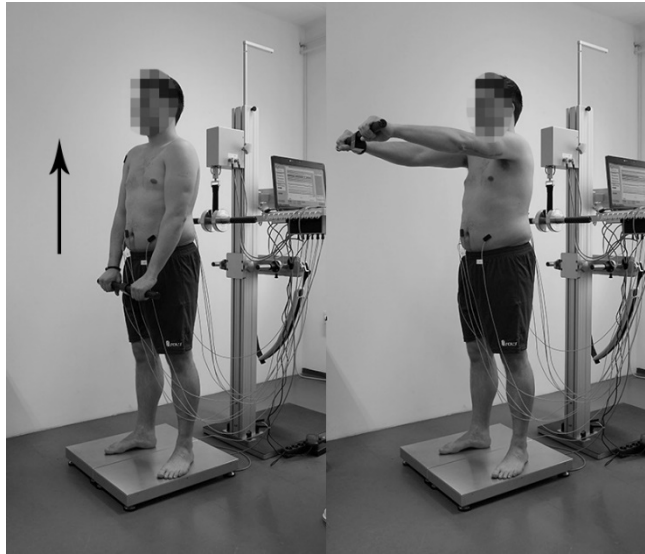
Slika 6: Meritve nihanja projekcije centra pritiska na podlago.



Vir slike: osebni arhiv avtorja.

Anticipacijske prilagoditve drže (APA – ang. anticipatory postural adjustments) smo izmerili s pomočjo elektromiografije (EMG). Pred pričetkom meritev smo na kožo preiskovanca namestili 9 namensko izdelanih elektrod (S2P d.o.o., Ljubljana, Slovenija), s stalno razdaljo 2 cm med središčema obeh aktivnih delov elektrode ($r = 0,5$ cm). Pred namestitvijo elektrod smo kožo razkužili in predhodno, po potrebi, obrili. Elektrode smo pritrdili s pomočjo namensko izdelanih obojestransko lepljivih lističev, ki so imeli odprtine za aktivna mesta elektrod. Za spremljanje mišične aktivnosti mišic multifidus (MF) obojestransko, ledvenega dela dolgih iztegovalk trupa (ESL) obojestransko, zunanje plasti poševnih trebušnih mišic (OE) obojestransko, na notranje plasti poševnih trebušnih mišic (OI) pa smo namestili elektrode kot opisano v predhodnem članku (Voglar & Šarabon, 2014). Preiskovanci so za izvedbo meritev APA izvedli najhitrejši možni gib iztegnjenih rok do višine ramen (slika 6). Medtem so v rokah držali plastično palico mase 300 g. Navodilo preiskovancem je bilo, naj čim hitreje dvignejo roke v poljubnem času po zvočnem signalu. Preiskovanci so izvedli dve seriji po 10 ponovitev.

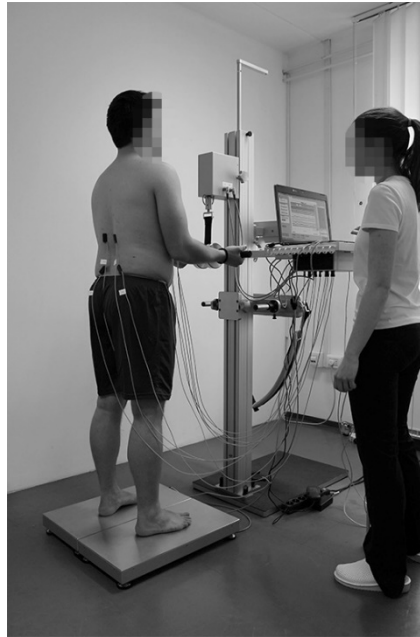
Slika 7: Meritev anticipacijskih posturalnih prilagoditev ob hitrih gibih rok.



Vir slike: osebni arhiv avtorja.

Posturalne refleksne reakcije (PRR) smo spremljali s pomočjo površinske EMG. Pri tej meritvi so preiskovanci pokrčili roki v komolcu do 90° . Višino 7 kg uteži smo prilagodili tako, da se je preiskovanec z dlanmi dotikal ročajev uteži (slika 7). Namensko izdelan mehanizem je preko elektromagnetne zaklopke v naključnem času (5 do 12 sekund) sprostil utež, ki je prosto padla preiskovancu v roke. Navodilo preiskovancu je bilo, naj stoji sproščeno in se z dlanmi dotika ročajev uteži. Nadalje je bilo navodilo, naj po sprostitvi mehanizma čim hitreje ustavi padanje uteži in se umiri s položajem rok, v katerem je ustavil utež. Preiskovanci so izvedli dve seriji po 10 ponovitev.

Slika 8: Meritev posturalnih refleksnih reakcij.



Vir slike: osebni arhiv avtorja.

4.1.3 Zajem in obdelave signalov

Signali IMU enot so bili zajeti s frekvenco zajemanja 120 Hz. Signali iz pospeškometra, giroskopa in magnetometra so bili združeni s pomočjo Madgwick fuzijskega filtra za izračun absolutne orientiranosti posamezne IMU enote. Obseg giba kolka je bil izračunan kot razlika med začetno in končno orientiranostjo IMU enote. Obseg gibljivosti hrbtenice je bil izračunan kot razlika med kumulativnim kotom med dvema IMU enotama v položaju nevtralne pokončne stoje in položajem največjega upogiba hrbtenice.

Signal iz senzorja sile je bil zajet s frekvenco 1000 Hz, ojačan in pretvorjen iz analogne v digitalno obliko. Največja sila je bila določena s pomočjo samodejnega algoritma, ki je zaznal največjo povprečno vrednost znotraj enosekundnega okna zaznave. EMG signali so bili zajeti s frekvenco zajemanja 10 kHz in 3000-kratno ojačani in pretvorjeni iz analogne v digitalno obliko. Signale smo naknadno filtrirali s pasovno prepustnim filtrom (10 Hz/1kHz) in pogladili s korenom povprečnih kvadratov (ang. root mean square - RMS). Za zaznavo pričetka aktivacije smo uporabili namensko pripravljene algoritme, ki so zaznali povečanje aktivnosti za 2 standardni deviaciji glede na povprečno aktivnost v referenčnem oknu. Referenčno okno je bilo širine 50 ms in umeščeno neposredno pred zvočnim signalom za dvig

rok pri APA in neposredno pred trenutkom sprostitve mehanizma pri PRR meritvah. Okno zaznave povečanja mišične aktivnosti je bilo pri meritvah APA določeno glede na pričetek aktivnosti mišice deltoideus. Okno je bilo širine 150 ms in sicer 100 ms pred in 50 ms po aktivaciji mišice deltoideus. Za meritve PRR je bilo okno enake širine, in sicer 150 ms od trenutka sprostitve zaklopke obremenitvenega mehanizma. Opisani parametri so bili predhodno uporabljeni za zaznavo pričetka APA in PR (Voglar & Šarabon, 2014).

4.1.4 Statistična analiza

Normalnost porazdelitve podatkov smo preverili z uporabo Shapiro-Wilk testa in vizualnim pregledom distribucijskih grafov. Za zagotovitev normalnosti porazdelitve smo izvedli transformacijo nekaterih podatkov z uporabo kvadratnega korena, logartimične funkcije ali kvadratne funkcije. Z namenom ugotavljanja morebitnih trajnih prilagoditev na več let trajajočo zaposlitev na delovnem mestu, ki zahteva vzdrževanje sklonjenega položaja, smo pred delom izmerjene parametre primerjali med skupinama z uporabo dvosmernega T-testa za neodvisne vzorce. Za preverjanje prisotnost razlik v akutnih učinkih delovnika pri upravljalcih dvigal in kontrolni skupini smo uporabili dvosmerno analizo variance za ponovljene meritve (RMANOVA ang. 2-way repeated measures analysis of variance). Razlike smo sprejeli kot značilne, ko je bil $p < 0,05$.

4.2 Eksperiment 2: Učinki gibalne športne aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta na senzorično motorične funkcije trupa izmerjene pred in po končanem delovniku

4.2.1 Preiskovanci

V eksperiment sta bila vključena 102 preiskovanca moškega spola, zaposlena v Luki Koper. Preiskovance smo na osnovi rezultatov vprašalnika (priloga 1) razdelili na aktivne in neaktivne osebe. Kot kriterij za aktivnost smo določili najmanj 2 uri

samoporočane GŠA na teden (skladno s priporočili WHO). Dodatni kriterij je bil, da so preiskovanci med hobiji navedli vsaj en šport. Upoštevalo se je bilo v aktivno skupino razvrščenih 53 preiskovancev in v neaktivno 49 preiskovancev (tabela 5). Od vključenih preiskovancev jih je imelo 39 klinično pomembno BSH (VAS > 2) in 63 preiskovancev je bilo brez klinično pomembne BSH (VAS < 2).

Tabela 5: Demografski podatki preiskovancev, vključenih v drugi eksperiment.

	N	Starost [leta]	Višina [cm]	Telesna masa [kg]
Aktivni	53	39 ± 7 (27-57)	182 ± 6 (172-196)	92 ± 13 (71-123)
Neaktivni	49	43 ± 10 (23-62)	181 ± 5 (156-190)	96 ± 12 (78-143)
Brez BSH	63	40 ± 8 (25-59)	181 ± 5 (168-192)	94 ± 14 (71-143)
Z BSH	39	43 ± 10 (23-62)	183 ± 6 (165-196)	94 ± 9 (76-115)

N – število preiskovancev; BSH – bolečina v spodnjem delu hrbta.

4.2.2 Merilni postopki in merilna oprema

V tem eksperimentu so bili uporabljeni enaki merilni postopki in enaka merilna oprema kot v eksperimentu 1, saj sta oba eksperimenta del iste študije.

4.2.3 Statistična analiza

Normalnost porazdelitve podatkov smo preverili z uporabo Shapiro-Wilk testa in vizualnim pregledom distribucijskih grafov. Za zagotovitev normalnosti porazdelitve smo izvedli transformacijo nekaterih podatkov z uporabo kvadratnega korena, logartimične funkcije ali kvadratne funkcije. Vsi parametri, razen VAS lestvice za oceno BSH, so izpolnjevali pogoje za uporabo parametričnih statističnih testov. Učinke fizične aktivnosti in vpliv BSH smo preverili s 3-smernim RMANOVA testom. Značilne interakcije smo nadalje testirali ločeno pri aktivni in neaktivni skupini in končno parno primerjali razlike med preiskovanci z in brez BSH z uporabo T – testa za neodvisne vzorce, pri čemer smo upoštevali Bonferonijevo korekcijo. Razliko v stopnji BSH med aktivnimi in neaktivnimi preiskovanci smo ugotavljali z uporabo neparametričnega Mann-Whitney-U testa. Razlike smo sprejeli kot statistično značilne pri $p < 0,05$.

4.3 Eksperiment 3

Merili smo vpliv dela v sklonjenem položaju z in brez pasivne podpore zgornjega dela telesa na intrinzično togost in refleksno aktivnost. Študija je bila izvedena v okviru raziskovalnega gostovanja na Vrije Universiteit Amsterdam, sofinanciranega s strani Javnega sklada Republike Slovenije za razvoj kadrov in štipendije.

4.3.1 Preiskovanci

Preiskovanci so bili povabljeni k raziskavi preko osebne komunikacije in preko socialnih omrežij. Povabilu se je odzvalo 25 preiskovancev, od katerih smo enega preiskovanca zavrnilo na podlagi izključitvenih kriterijev, dva preiskovanca pa nista končala meritev zaradi tehničnih težav. Enega preiskovanca smo naknadno izključili zaradi nezmožnosti zavzetja zahtevanega položaja med sklanjanjem. Izključitveni kriteriji so vključevali BSH v zadnjega pol leta ali zgodovino BSH take intenzitete, ki je zahtevala vsaj en dan prilagojenih dnevnih aktivnosti. Izključili bi tudi osebe z znanimi motnjami zaznave, ki bi lahko vplivale na posturalni nadzor. V študiji smo tako analizirali podatke 21 prostovoljcev (tabela 6). Študija je bila odobrena s strani etične komisije Fakultete za znanost o gibanju VU univerze Amsterdam (Ethische Commissie Bewegingswetenschappen, Vrije Universiteit Amsterdam) z referenčno številko ECB 2015-18. Študija je bila izvedena skladno s priporočili Helsinške deklaracije.

Tabela 6: Demografski podatki preiskovancev vključenih v tretji eksperiment.

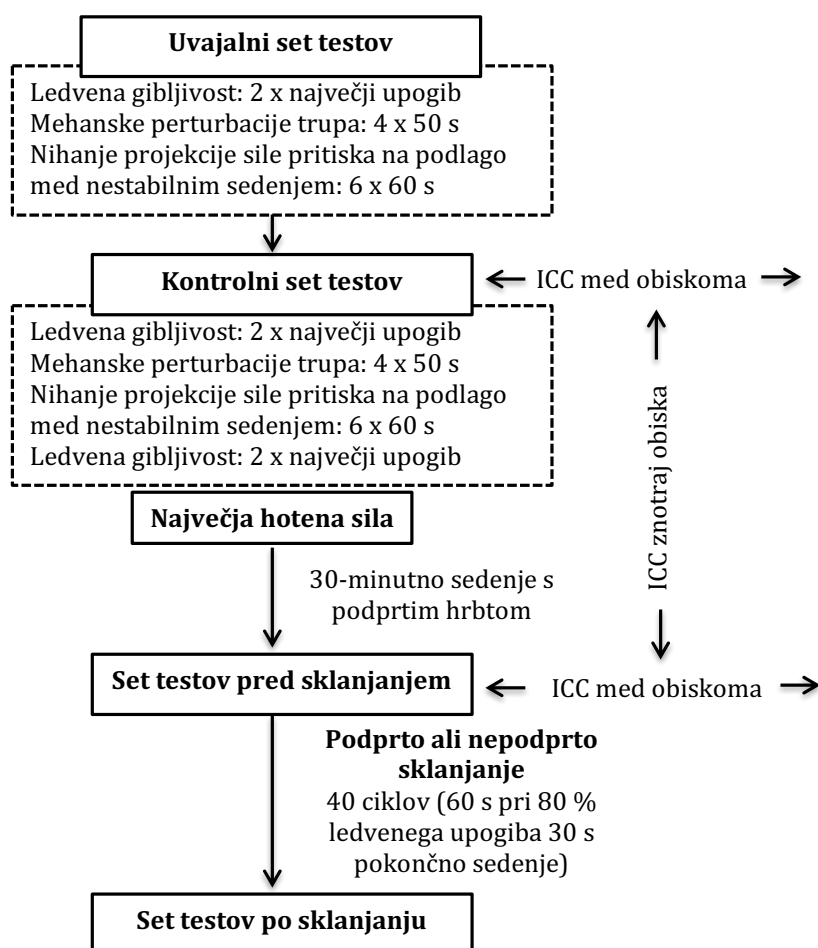
Spol	N	Starost [leta]	Višina [cm]	Telesna masa [kg]
Ženske	10	24 ± 4	168 ± 7	62 ± 9
Moški	11	23 ± 2	182 ± 6	74 ± 8

N – število preiskovancev.

4.3.2 Merilni postopki in merilna oprema

Preiskovanci so izvedli enaka sklopa meritev na dveh ločenih obiskih, ki so se razlikovali po obremenitvi med sklanjanjem, in sicer nepodprto sklanjanje (NPS) in podprto sklanjanje (PS). Vsak od obeh obiskov je vključeval uvajalni set testov in tri enake sete testov: kontrolni, test pred sklanjanjem in po sklanjanju (slika 9). Kontrolni set in 30-minutno podprto sedenje z naslonom za hrbet smo uvedli z namenom preverjanja potencialnih učinkov seta meritev na naslednji set meritev. Med pilotnimi meritvami se je namreč nakazoval trend povečanja gibljivosti trupa s ponovljenimi meritvami. Sedenje s podprtim hrbtom je dodatno zagotavljalo zmanjšanje potencialnih učinkov predhodnih aktivnosti. Rezultate kontrolnega seta testov in seta testov pred sklanjanjem smo uporabili za izračun ponovljivosti meritev.

Slika 9: Grafični prikaz zaporedja izvedbe meritev.



ICC – intraklasni koeficient korelacije.

Vsak set testov je vključeval meritve gibljivosti ledvene hrbtenice v smeri upogiba, meritve živčno-mišičnega nadzora trupa med aplikacijo mehanskih motenj stabilnosti, meritve mišične aktivnosti med aplikacijo 60 N sile v smeri naprej ter meritve posturalnega nadzora med sedenjem na nestabilni podlagi. Preiskovanci so pred pričetkom meritev izvedli standardizirano ogrevanje (20-krat izmenično visoko dviganje kolen, 10-krat nagibanje medenice naprej in nazaj v srednjem obsegu giba v sedečem položaju, 3-krat 3 s sprednji most z oporo iztegnjenih rok na 40 cm dvignjeni podlagi). Po ogrevanju so sodelujoči preiskovanci izvedli uvajalne meritve, med katerimi so se seznanili z vsemi merilnimi postopki. Sledil je kontrolni set meritev. Po njem so preiskovanci sedeli 30 minut na pisarniškem stolu, naslonjeni na naslon za hrbet. Sledil je set testov predsklanjanjem, eden od eksperimentalnih pogojev in set testov po sklanjanju. Eksperimentalna pogoja NPS in PS sta bila uvedena v nasprotno uravnoteženem vrstnem redu. Med obema obiskoma so minili vsaj 4 dnevi z namenom preprečevanja prenosa učinka predhodnega eksperimentalnega pogoja.

Ponavljajoče sklanjanje je bilo uvedeno z namenom posnemanja dela žerjavista. V obeh eksperimentalnih pogojih, NPS in PS, so preiskovanci sedeli na dvignjeni ploščadi. Položaj ledvene hrbtenice med sklanjanjem je bil opredeljen kot 80 % največjega upogiba hrbtenice iz položaja normalne pokončne stoje. Za določitev položaja ledvene hrbtenice med pokončno stoji so preiskovanci stali ob okvirju vrat. Okvirja so se dotikali z desno peto, desno glutealno mišico in desno lopatico. S tem je bil zagotovljen prostor za senzorje položaja nameščene nad trnastimi odrastki hrbtenice. Način merjenja največjega upogiba hrbtenice bo opisan v nadaljevanju. Preiskovanci so izvajali ponavljajoče sklanjanje 60 minut. V tem času so izvedli 40 ciklov sklanjanja. V vsakem ciklu je 60 s sklonjenega položaja sledilo 30 s pokončnega sedenja brez naslona. Med sklanjanjem smo preiskovancem omogočili ogled video vsebin po lastnem izboru. Preiskovanci so sklonjen položaj zavzeli in vzdrževali s pomočjo povratne informacije v realnem času. Preiskovanci so se najprej sklonili toliko, da so dosegli 35° naklona hrbtenice, izmerjeno na višini zadnjega prsnega vretenca (T12). Med vzdrževanjem zahtevanega naklona hrbtenice so prilagodili naklon medenice dokler niso dosegli 80 % ledvenega upogiba. V primeru, da so preiskovanci v zahtevanem položaju izkazali zelo nizko mišično aktivacijo, kot posledica fenomena sprostitve mišic blizu polnega upogiba (FR, ang. flexion relaxation phenomena), smo prilagodili položaj tako, da smo zmanjšali upogib ledvene hrbtenice do vidnega povečanja EMG signala (pri nobenem od preiskovancev ni bila potrebna prilagoditev večja kot 5° upogiba). Med pogojem NPS smo namestili tanko vrv, ki je zagotavljala mehansko orientacijo glede 35° naklona hrbtenice. Med

PS smo vrv zamenjali z oblazinjeno prečno oporo, ki je zagotavljala pasivno podporo za zgornji del trupa. Preiskovanci so se v PS naslonili na prečno oporo s prsnim košem in rameni ter roke prekrižali na sprednji strani opore. V obeh primerih smo preiskovance opozorili, da prilagodijo položaj, ko so se od ciljnega položaja oddaljili za več kot 2°. Med sklanjanjem smo spremljali aktivnost mišic erector spinae pars longissimus (ESL) in pars iliocostalis (ESIC). Zaradi obilice podatkov smo zajemali mišično aktivnost med prvim ciklom in vsakim četrtem sledečim ciklom, skupno smo zajeli aktivnost med 11 cikli sklanjanja.

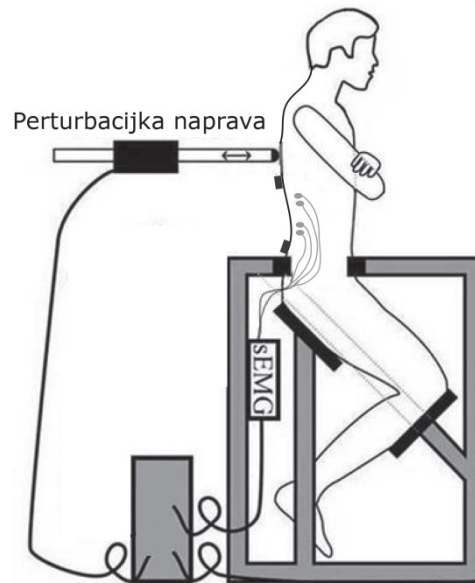
Mišično aktivnost smo spremljali s površinsko EMG (REFA, TMSi, Netherlands). Kožo smo obrili in očistili z alkoholom ter namestili samolepilne elektrode za enkratno uporabo (Blue Sensor N, Ambu A/S, Ballerup, Denmark). Elektrode smo namestili, skladno s predhodnimi študijami, obojestransko nad ESL (3 cm lateralno od trnastih odrastkov med nivojema L4 in L3) in ESIC (6 cm lateralno od trnastega odrastka L2) (J. Callaghan & Dunk, 2002; Peter O'Sullivan idr., 2006). EMG signale smo zajemali s frekvenco 2000 Hz, jih pasovno filtrirali med 5 in 400 Hz (Butterworth filter drugega reda), rektificirali in normalizirali na aktivnost izmerjeno med največjo hoteno kontrakcijo (MVC, ang. maximal voluntary contraction). Mišično aktivnost med MVC smo izmerili v proniranem položaju in z zgornjim delom telesa preko roba mize. Spodnja uda preiskovancev smo fiksirali preko distalnega dela stegen in preko gležnjev. Med pripravo na meritev smo pristavili stol, na katerega se je preiskovanec opiral z rokama. Pred pričetkom meritve smo stol odmaknili. Navodilo preiskovancu je bilo, naj zadrži horizontalni položaj trupa in se upre aplicirani sili po svojih najboljših močeh. Eden od merilcev je postopoma povečeval silo na ramena preiskovanca v smeri proti podlagi in postopoma premagoval preiskovanca. Izvedli smo tri ponovitve. Za določitev MVC smo uporabili drseče okno širine eno sekundo in največja povprečna vrednost znotraj tega okna je bila uporabljena v nadaljnjih analizah. Za izračun povprečne amplitude je bil rektificirani EMG dodatno filtriran (2,5 Hz nizko prepustni Butterworth filter 2 reda) in normaliziran na MVC. Za odstranitev šuma električne napeljave (ang. hum) za izračun mediane frekvence smo surov EMG signal pasovno filtrirali pri 50 Hz. Močnostni spekter je bil izračunan z uporabo hitre Fourierjeve transformacije (Fast Fourier transformation), iz katerega smo določili mediano frekvenco. Za oba EMG parametra smo izračunali povprečno vrednost med ponovitvami znotraj seta testov.

Gibljivost ledvene hrbtenice smo izmerili z uporabo inercialnih merilnih enot (IMU) s šestimi prostostnimi ravninami (Xsens Technologies X-bus, Enschede, Netherlands),

nameščenimi na kožo nad trnastimi odrastki T12 in S2. Senzorje smo pritrdili z obojestranskim lepilnim trakom in z neoprenskim fiksacijskim trakom. Največji upogib ledvene hrbtenice je bil izračunan kot razlika v naklonu obeh IMU-jev v sagitalni ravnini. Za določitev največje gibljivosti v smeri upogiba ledvene hrbtenice je bilo navodilo preiskovancem, naj se sklonijo, kot bi se želeli s čelom dotakniti kolen. Vsak preiskovanec je izvedel dve ponovitvi na začetku seta testov in dve ponovitvi na koncu seta testov. Upoštevali smo meritev, kjer je bila dosežena višja vrednost. Ker se meritve pred in po končanem setu testov niso razlikovale, smo za nadaljnje analize uporabili povprečje obeh.

Analiza stabilnosti trupa med mehanskimi motnjami trupa je novejša metoda, ki s pomočjo funkcije frekvenčnega odziva (FRF, ang. Frequency response function) poda informacijo o togosti sistema in o refleksnem doprinosu. Preiskovanci so bili namešчени v polsededeči položaj z oporo na goleni in fiksirano medenico (slika 10). Perturbacije majhnih amplitud so bile aplicirane na trup na višini 10. prsnega vretenca v smeri naprej. Za zagotovitev stalnega stika med perturbacijskim batom in preiskovancem so bile dinamične perturbacije (± 35 N) aplicirane na 60 N pred-obremenitve. Vsaka ponovitev meritve je trajala 50 s in je bila sestavljena iz tri sekunde trajajočega linearno naraščajočega povečanja sile do 60 N, sledili sta dve sekundi statične obremenitve, med katero smo določili bazično mišično aktivnost. Sledila sta dva identična cikla dinamičnih sinusoidnih perturbacij. Vsak cikel je trajal 20 s in je vseboval 18 logaritmično naraščajočih frekvenc pasovne dolžine ranga od 0.2 do 15 Hz. Zaradi zmanjšanja prilagoditev na visoke frekvence so bile frekvence višje od 4 Hz znižane na 40 %. Anticipatornih aktivacij ali hotenih kontrakcij ni bilo pričakovati, saj so bile perturbacije zaznane kot naključne. V končno analizo smo vključili le odzive na perturbacije nizkih frekvenc, saj odsevajo intrinzično togost in refleksni doprinos (Erwin Maaswinkel, van Drunen, Veeger & van Dieën, 2015; van Drunen idr., 2013). Metoda se je v predhodnih študijah izkazala kot ponovljiva tako pri zdravi populaciji kot pri osebah z BSH (Griffioen, Maaswinkel, Zuurmond, van Dieën & Perez, 2015). Za natančnejši opis metode se lahko zainteresirani bralec usmeri na pretekle publikacije (Erwin Maaswinkel idr., 2015; van Drunen idr., 2013).

Slika 10: Položaj preiskovanca med aplikacijo perturbacij.



Prilagojeno po: Maaswinkel in sodelavci (2015).

Gibanje trupa med perturbacijami je bilo opredeljeno kot gibanje perturbacijskega bata. S pomočjo identifikacije sistema po principu zaprte zanke smo izračunali translacijsko podajnost (ang. admittance) kot FRF. Podajnost sistema (trupa) je opredeljena s premiki bata kot funkcijo kontaktne sile. Dodatno smo analizirali spremembe EMG mišice ESL (povprečje ESL obojestransko) v povezavi z razdaljo premika bata in tako ovrednotili refleksno aktivnost. Preverili smo koherenco za podajnost in za EMG odzive, ki v odvisnosti od frekvence podaja korelacijo med vstopnimi in izstopnimi vrednostmi ter lahko zavzame vrednosti od nič do ena (ena predstavlja popolno korelacijo brez šumov). Vrednosti koherence večje od 0.18 so bile smatrane kot značilne ($p < 0,05$) in vključene v nadaljnje analize.

Nihanje projekcije centra pritiska na podlago (CoP, ang. center of pressure) med nestabilnim sedenjem smo izmerili med sedenjem na namensko izdelanem sedežu, ki je imel pod sedalno površino pritrjeno leseno polkroglo (ukrivljenost krogle polmera 22 cm in višine 18 cm) in po višini nastavljivo oporo za stopala. Sedež smo namestili na dvignjeno ploščad, ki je imela vgrajeno ploščo za merjenje sil na podlago, ki je bila obdana z zaščitno ogrado (slika 11). Plošča je sile zajemala s tremi senzorji (KAP-E, AST, Nemčija) in s frekvenco zajema 200 Hz. Vsaka ponovitev je trajala eno minuto in navodila preiskovancem so bila, naj sedijo kar se da mirno in naj se primejo ograde le v primeru izgube ravnotežja. V kolikor v treh sekundah niso uspeli ponovno vzpostaviti ravnotežja ali so v isti ponovitvi ponovno izgubili ravnotežje, smo test ponovili. Številni preiskovanci so ravnotežje izgubili med

uvajalnimi testi in le po en preiskovanec med testiranjem pred sklanjanjem in eden med testiranjem po sklanjanju (v obeh primerih smo test ponovili). Ker je med nestabilnim sedenjem bilo pričakovati učinke učenja, smo med uvajanjem izvedli več zaporednih uvajalnih meritev. Za določitev primerne števila uvajalnih ponovitev smo izvedli pilotno študijo, v kateri je sodelovalo 10 preiskovancev. V pilotni študiji smo upoštevajoč literaturo (van Dieën, Koppes & Twisk, 2010) izvedli 10 ponovitev 30-sekundnega sedenja na nestabilni podlagi. Velika večina spremljanih parametrov je dosegla odlično ponovljivost (koeficient intraklasne korelacije (ICC) nad 0,9), ko smo primerjali povprečje pete in šeste ponovitve s povprečjem sedme in osme ponovitve. Upoštevajoč rezultate so preiskovanci izvedli šest ponovitev v uvajalnem setu testov in po dve ponovitvi v vsakem od sledečih setov testov.

Slika 11: Položaj preiskovanca med meritvami nihanja centra pritiska na podlago med sedenjem na nestabilni podlagi.



Vir slike: osebni arhiv avtorja.

4.3.3 Statistična analiza

Za opis demografskih podatkov preiskovancev smo uporabili deskriptivno analizo. Z logaritmično, kvadratno ali kubično transformacijo podatkov smo zadostili predpostavki normalne porazdelitve podatkov, kar smo preverili s Shapiro-Wilk testom in vizualnim pregledom distribucijskih grafov ter tako upravičili uporabo parametričnih statističnih testov. Nadalje smo sferičnost preverjali z uporabo

Mauchlyjevega testa in upoštevali Greenhouse-Geisser korekcijo, če je bila predpostavka sferičnosti kršena. Za preverjanje razlik med kontrolnim setom testov in setom testov pred sklanjanjem smo uporabili dvosmerni RMANOVA test. Za primerjavo rezultatov meritev obsegov gibljivosti in parametrov gibanja CoP smo uporabili dva dejavnika primerjave znotraj subjekta (čas (2) x pogoj (2)) in za primerjavo rezultatov parametrov stabilnosti trupa med preturbacijami tri dejavnike (frekvenca (5) x čas (2) x pogoj (2)). Za izračun ponovljivosti meritev smo uporabili dvosmerni mešani model analize variance. Primerjali smo rezultate kontrolnega seta testov in seta testov pred sklanjanjem, ločeno za oba obiska, ter tako izračunali ponovljivost meritev znotraj obiska. Za izračun ponovljivosti meritev med obiskoma smo primerjali kontrolna seta testov iz posameznega obiska in ločeno še med setoma testov pred sklanjanjem. RMANOVA test smo uporabili tudi za primerjavo učinkov sklanjanja na obseg gibljivosti in mišično aktivnost (primerjava testov pred sklanjanjem s setom testov po sklanjanju), pri čemer smo poleg dveh dejavnikov znotraj subjektov upoštevali še dejavnik spola (čas (2) x pogoj (2) x spol (2)). Za primerjavo rezultatov podajnosti trupa in refleksnih doprinosov smo dodatno vključili še dejavnik različnih frekvenc perturbacijskega protokola (čas (2) x pogoj (2) x frekvenca (5) x spol (2)). V primeru značilnih interakcijskih učinkov smo izvedli ločena RMANOVA testa za posamezni pogoj in parno primerjavo z upoštevanjem Bonferronijeve korekcije. Ko je bil korigiran $p < 0,05$, smo razlike sprejeli kot značilne in za opredelitev velikosti učinka smo uporabili delni eta kvadrat (η_p^2).

5 REZULTATI

5.1 Adaptacije na delo v sklonjenem položaju

Rezultati meritev pred vsakodnevnimi delovnimi obremenitvami niso pokazale razlik med žerjavisti in kontrolno skupino, razen v meritvah obsega gibljivosti v smeri notranje rotacije kolkov, ki je bila večja pri žerjavistih (tabela 7). Med skupinama ni bilo razlik niti v povprečni stopnji bolečine (Mann-Whitney U test $p = 0,379$), ki je bila povprečno $2,2 \pm 2,3$ (95 % CI 1,4–2,9) pri žerjavistih in $1,7 \pm 2,2$ (95 % CI 1,1–2,4) pri kontrolni skupini.

Tabela 7: Rezultati primerjave žerjavistov in kontrolne skupine pred pričetkom dela z uporabo t-testa za neodvisne vzorce.

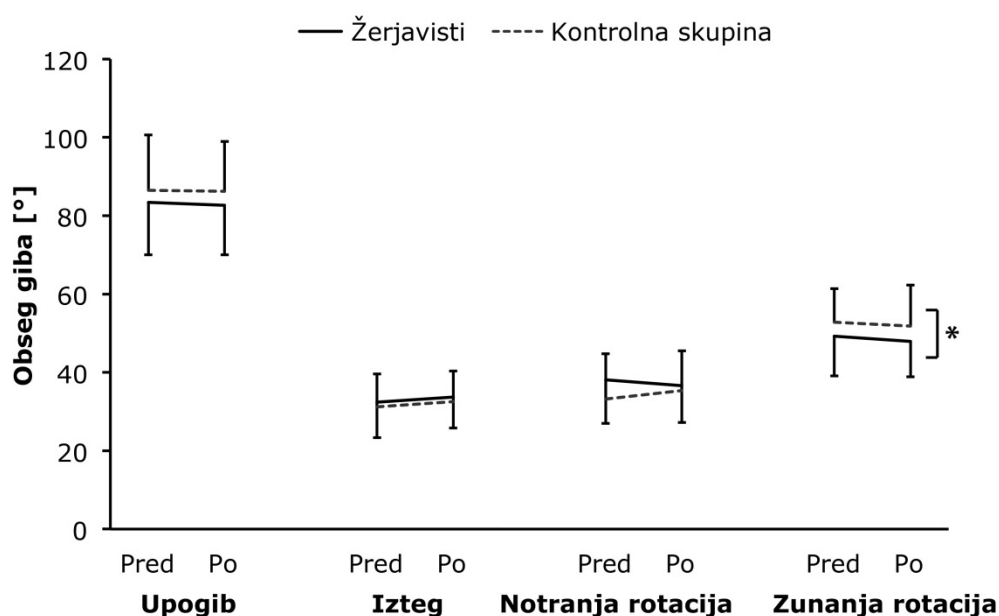
Meritev	T	P	η_p^2
Obseg gibljivosti			
Upogib kolka	1,020	0,315	0,01
Izteg kolka	0,309	0,580	0,00
Notranja rotacija kolka	4,702	0,033	0,05
Zunanja rotacija kolka	2,076	0,153	0,02
Upogib ledvene hrbtenice	0,452	0,503	0,01
Največji navor			
Izteg trupa	0,257	0,613	0,00
Upogib trupa	0,794	0,375	0,01
Stranski upogib trupa	0,182	0,671	0,00
Vzdržljivost			
Izteg trupa	3,797	0,055	0,05
Gibanje skupne točke pritiska na podlago			
Hitrost	1,590	0,211	0,02
Razdalja	1,590	0,211	0,02
Površina	2,963	0,089	0,03
Površina elipse	1,782	0,185	0,02
Frekvenca A-P	1,189	0,279	0,01
Frekvenca M-L	0,547	0,461	0,01
Živčno-mišični nadzor			
APA – Multifidus	1,679	0,199	0,02
APA - Erector spinae	0,318	0,575	0,00
APA - Obliquus externus	0,007	0,936	0,00
APA - Obliquus internus	0,021	0,886	0,00
PRR – Multifidus	1,896	0,172	0,02
PRR - Erector spinae	1,097	0,298	0,01
PRR - Obliquus externus	0,908	0,343	0,01
PRR - Obliquus internus	0,028	0,867	0,00
Napaka repozicije			
Prsno in ledveno	0,762	0,385	0,01
Ledveno	0,544	0,463	0,01

A-P – v smeri naprej in nazaj; M-L – v smeri levo in desno; APA - anticipatorne posturalne prilagoditve; PRR – posturalne refleksne reakcije; F – vrednost analize variance; p – stopnja zaupanja; η_p^2 – mera velikosti učinka (delni eta kvadrat).

5.2 Spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa po delu v sklonjenem položaju in pri kontrolni skupini

Rezultati meritev gibljivosti kolkov so pokazali statistično značilen vpliv dela na gibljivost kolkov v smeri zunanje rotacije (slika 12). Drugih statistično značilnih učinkov dela v sklonjenem položaju na gibljivost kolkov nismo zaznali (tabela 8). Nasprotno so rezultati meritev gibljivosti ledvene hrbtenice v smeri upogiba pokazali statistično značilen učinek časa (slika 13), kar nakazuje na povečanje obsega gibljivosti po končanem delu neodvisno od tega ali delo zahteva sklanjanje ali ne. Čeprav je opaziti trend večjega povečanja gibljivosti ledvene hrbtenice pri žerjavistih, analiza ni pokazala značilnega interakcijskega učinka (tabela 8).

Slika 12: Gibljivost kolkov pred delom in po končanem delovniku pri žerjavistih in kontrolni skupini.



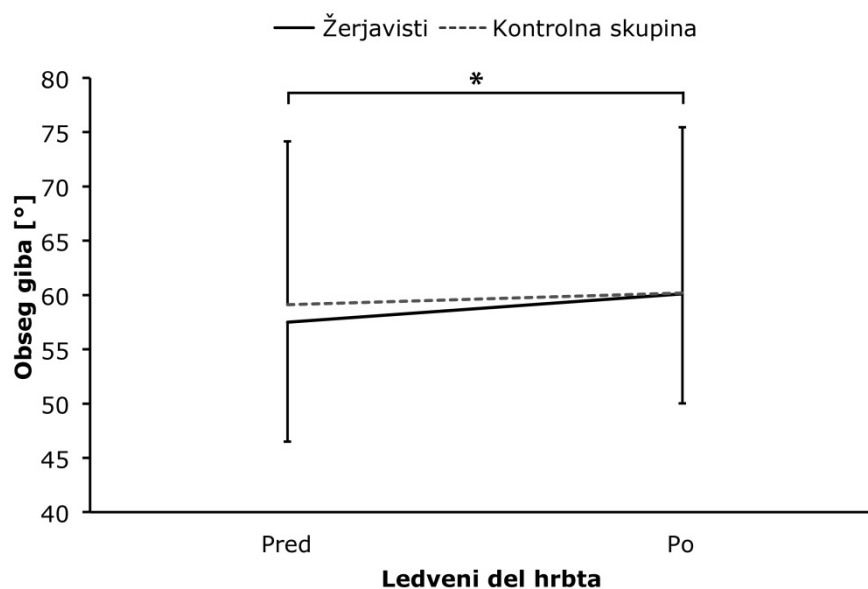
* - statistično značilna razlika ($p < 0,05$).

Tabela 8: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika in dela na gibljivost kolkov in ledvenega dela hrbtenice.

Smer giba	Dejavnik	F	p	η_p^2
Upogib kolka	Delovnik	0,081	0,776	0,00
	Delo	0,74	0,392	0,01
	Delovnik x Delo	0,005	0,947	0,00
Izteg kolka	Delovnik	1,619	0,207	0,02
	Delo	0,861	0,356	0,01
	Delovnik x Delo	0,011	0,918	0,00
Notranja rotacija kolka	Delovnik	0,303	0,584	0,00
	Delo	2,499	0,118	0,03
	Delovnik x Delo	2,144	0,147	0,03
Zunanja rotacija kolka	Delovnik	2,156	0,146	0,03
	Delo	4,365	0,040	0,06
	Delovnik x Delo	0,105	0,747	0,00
Upogib ledvene hrbtenice	Delovnik	4,07	0,048	0,06
	Delo	0,005	0,943	0,00
	Delovnik x Delo	0,090	0,765	0,00

F – vrednost analize variance; p – stopnja zaupanja; η_p^2 – mera velikosti učinka (delni eta kvadrat).

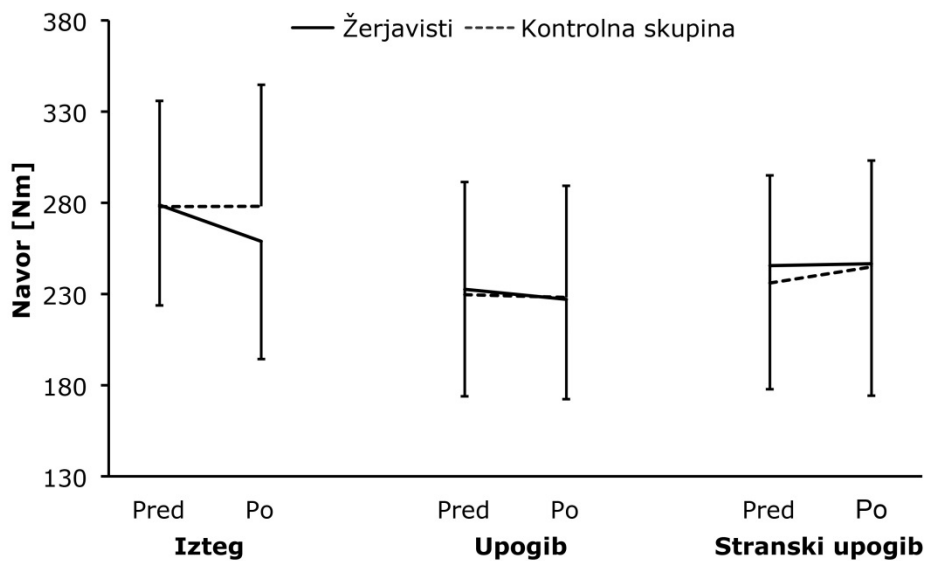
Slika 13: Gibljivost ledvenega dela hrbtenice v smeri upogiba pred delom in po končanem delu pri žerjavistih in kontrolni skupini.



* - statistično značilna razlika ($p < 0,05$).

Rezultati meritev M_{max} v smeri iztega so pokazali trend zmanjšanja M_{max} po delu pri žerjavistih (slika 14), vendar je ostal učinek delovnika mejno neznačilen. Podobno je bila interakcija delo x delovnik mejno neznačilna (tabela 9). Meritve največjega navora v smeri upogiba in stranskega upogiba niso pokazale sprememb (slika 15), prav tako delo in delovnik nista pokazala učinka na vzdržljivost mišic iztegovalk trupa.

Slika 14: Največji navor v smeri iztega, upogiba ter stranskega upogiba pred delom in po končanem delu pri žerjavistih in kontrolni skupini.



Slika 15: Vzdržljivost mišic iztegovalk trupa, opredeljena kot čas vzdrževanja 60 % največje sile dosežene v smeri iztega trupa.

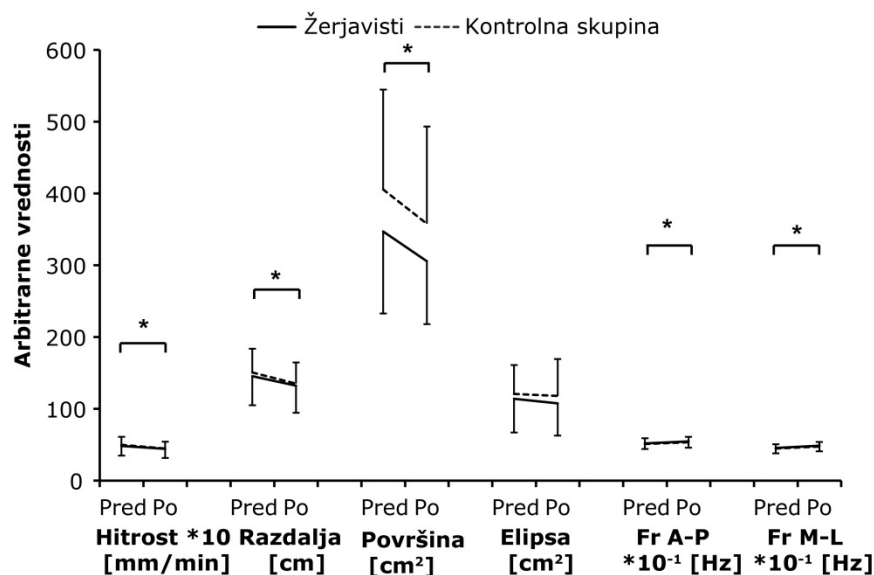


Tabela 9: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika in dela na največje navore in vzdržljivost trupa.

Smer giba	Dejavnik	F	p	η_p^2
Izteg trupa	Delovnik	3,676	0,059	0,05
	Delo	0,352	0,555	0,01
	Delovnik x Delo	3,866	0,053	0,05
Upogib trupa	Delovnik	0,088	0,767	0,00
	Delo	0,008	0,931	0,00
	Delovnik x Delo	1,141	0,239	0,02
Stranski upogib trupa	Delovnik	2,056	0,156	0,03
	Delo	0,197	0,658	0,00
	Delovnik x Delo	0,616	0,435	0,01
Vzdržljivost v smeri iztega trupa	Delovnik	0,833	0,365	0,01
	Delo	1,790	0,185	0,03
	Delovnik x Delo	1,998	0,162	0,03

F – vrednost analize variance; p – stopnja zaupanja; η_p^2 – mera velikosti učinka (delni eta kvadrat).

Slika 16: Rezultati meritev gibanja skupne točke pritiska telesa na podlago med stojo na odzivni nogi pred delom in po končanem delu pri žerjavistih in kontrolni skupini.



FR A-P – Frekvenca v smeri naprej in nazaj; FR M-L – Frekvenca v smeri levo in desno. * - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$).

Rezultati meritev gibanja skupne točke pritiska telesa na podlago (CoP, ang. center of pressure) med stojo na nemanipulativni nogi so pokazali statistično značilen učinek

delovnika (tabela 10), neodvisno od vrste dela, na vse izmerjene parametre, razen površine elipse, pri katerem ni bilo značilnih razlik (slika 16).

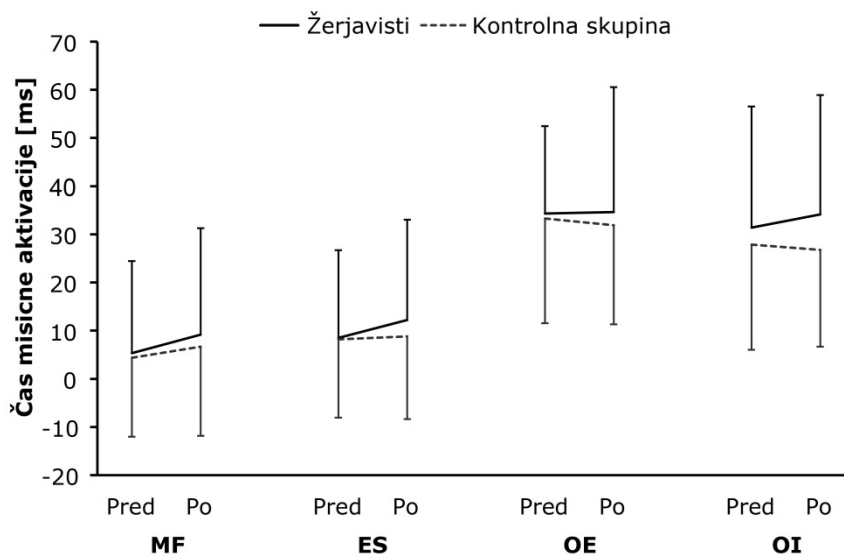
Tabela 10: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika in dela na nihanje skupne točke pritiska telesa na podlago.

	Dejavnik	F	P	η_p^2
Hitrost CoP	Delovnik	68,142	0,001	0,48
	Delo	1,810	0,183	0,02
	Delovnik x Delo	0,386	0,537	0,01
Razdalja CoP	Delovnik	60,026	0,001	0,45
	Delo	1,985	0,163	0,03
	Delovnik x Delo	0,146	0,704	0,00
Površina CoP	Delovnik	21,766	0,001	0,23
	Delovnik	3,691	0,059	0,05
	Delovnik x Delo	0,076	0,784	0,00
Površina elipse CoP	Delovnik	3,036	0,086	0,04
	Delo	2,232	0,139	0,03
	Delovnik x Delo	0,028	0,867	0,00
Frekvenca anteriorno-posteriorno	Delovnik	26,774	0,001	0,27
	Delo	0,603	0,440	0,01
	Delovnik x Delo	0,001	0,970	0,00
Frekvenca medialno-lateralno	Delovnik	52,776	0,001	0,42
	Delo	0,551	0,460	0,01
	Delovnik x Delo	0,128	0,722	0,00

CoP – skupna točka pritiska telesa na podlago; F – vrednost analize variance; p – stopnja zaupanja; η_p^2 – mera velikosti učinka (delni eta kvadrat).

Meritve APA niso pokazale značilnih učinkov delovnika ali vrste dela na čas aktivacije mišic MF, ES, OE in OI med hitrimi gibi rok. Pri žerjavistih je opaziti trend kasnejše aktivacije mišic trupa po delu (slika 17), vendar interakcijski efekt ni bil značilen (tabela 11).

Slika 17: Čas pričetka anticipacijskih posturalnih prilagoditev, izražen glede na čas pričetka aktivacije primarne gibalne mišice za dvig rok (anteriorni del mišice deltoideus) pred delom in po končanem delu pri žerjavistih in kontrolni skupini.



MF - mišica multifidus; ES - ledveni del dolgih iztegovalk trupa; OE - zunanja plast poševnih trebušnih mišic; OI - notranja plast poševnih trebušnih mišic.

Tabela 11: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika in dela na anticipatorne posturalne prilagoditve mišic trupa.

	Dejavnik	F	p	η_p^2
	Delovnik	2,543	0,115	0,03
MF	Delo	0,219	0,641	0,00
	Delovnik x Delo	0,238	0,627	0,00
	Delovnik	1,157	0,286	0,02
ES	Delo	0,305	0,582	0,00
	Delovnik x Delo	0,509	0,478	0,01
	Delovnik	0,100	0,752	0,00
OE	Delo	0,228	0,635	0,00
	Delovnik x Delo	0,024	0,876	0,00
	Delovnik	0,109	0,743	0,00
OI	Delo	0,184	0,669	0,00
	Delovnik x Delo	0,808	0,372	0,01

MF - mišica multifidus; ES - ledveni del dolgih iztegovalk trupa; OE - zunanja plast poševnih trebušnih mišic; OI - notranja plast poševnih trebušnih mišic; F - vrednost analize variance; p - stopnja zaupanja; η_p^2 - mera velikosti učinka (delni eta kvadrat).

Meritve PRR so pokazale statistično značilen dejavnik delovnika na mišico OI, pri kateri so se latence PRR po končanem delu skrajšale. Čeprav je opazen izrazit trend

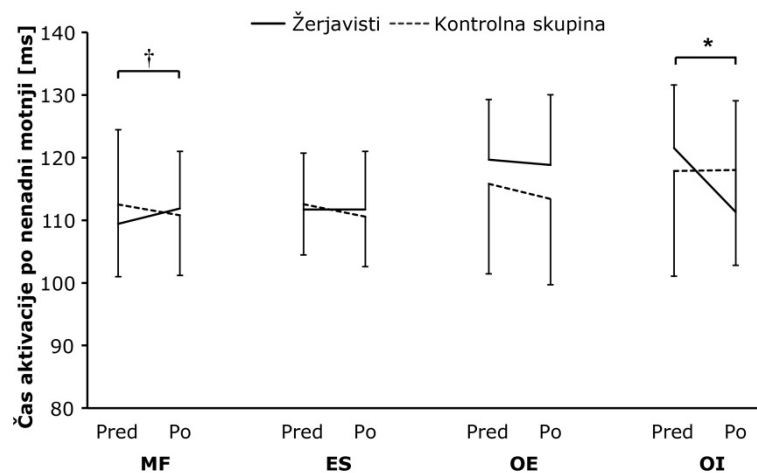
skrajšanja latenc po delu predvsem pri žerjavistih (slika 18), tega nismo potrdili, saj je interakcijski efekt mejno neznačilen. Nasprotno se je izkazalo za mišico MF, katere latence so se po delu pri žerjavistih podaljšale in pri kontrolni skupini skrajšale (tabela 12). Drugih učinkov dela in delovnika na PRR nismo zaznali.

Tabela 12: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika in dela na posturalne refleksne odzive mišic trupa.

	Dejavnik	F	P	η_p^2
MF	Delovnik	0,130	0,719	0,00
	Delo	0,399	0,530	0,01
	Delovnik x Delo	4,211	0,044	0,06
ESL	Delovnik	1,714	0,195	0,02
	Delo	0,034	0,854	0,00
	Delovnik x Delo	1,307	0,257	0,02
OE	Delovnik	0,676	0,414	0,01
	Delo	2,708	0,104	0,04
	Delovnik x Delo	0,515	0,476	0,01
OI	Delovnik	4,082	0,047	0,06
	Delo	0,517	0,475	0,01
	Delovnik x Delo	3,809	0,055	0,05

MF - mišica multifidus; ESL - ledveni del dolgih iztegovalk trupa; OE - zunanja plast poševnih trebušnih mišic; OI - notranja plast poševnih trebušnih mišic; F - vrednost analize variance; p - stopnja zaupanja; η_p^2 - mera velikosti učinka (delni eta kvadrat).

Slika 18: Čas pričetka refleksnih odzivov izražen glede na čas nenadne obremenitve pred delom in po končanem delu pri žerjavistih in kontrolni skupini.

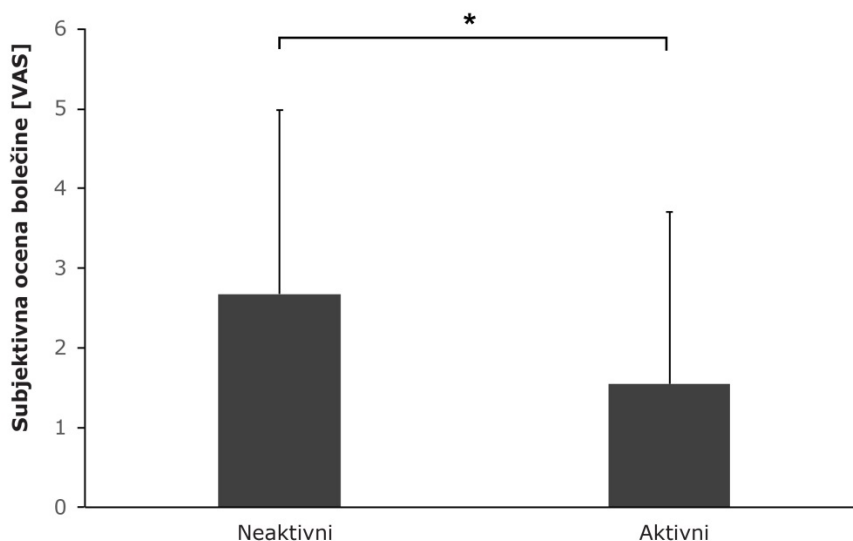


MF - mišica multifidus; ESL - ledveni del dolgih iztegovalk trupa; OE - zunanja plast poševnih trebušnih mišic; OI - notranja plast poševnih trebušnih mišic; * - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$); † - statistično značilen interakcijski učinek ($p < 0,05$).

5.3 Z delom povezane spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa pri aktivnih in neaktivnih preiskovancih z in brez bolečine v spodnjem delu hrbta

Preiskovanci v neaktivni skupini so imeli statistično značilno ($p = 0,024$) več BSH kot aktivna skupina (slika 19), zaradi česar smo BSH vključili kot dodaten dejavnik in ne kot kovariato.

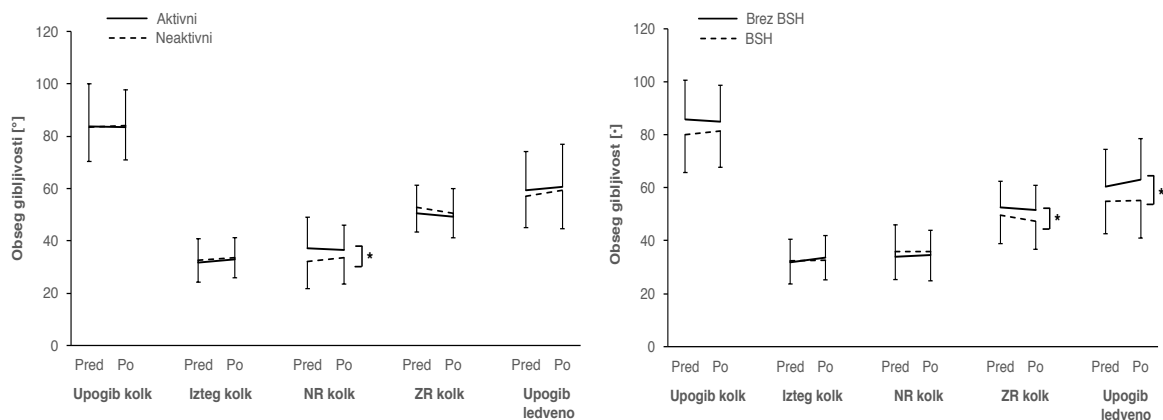
Slika 19: Prikaz povprečne subjektivne ocene bolečine v spodnjem delu hrbta ocenjeno na vizualni analogni skali.



VAS- vizualna analogni skala; * - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$).

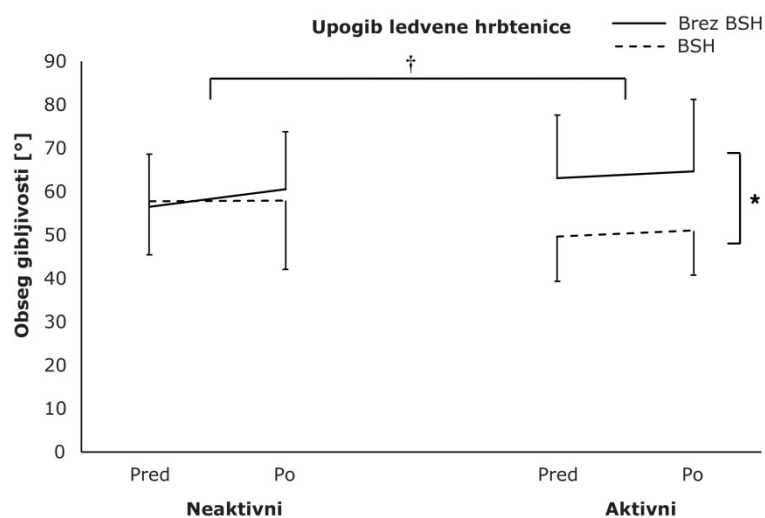
Meritve obsegov gibljivosti so pokazale, da imajo aktivni udeleženci večji obseg giba kolkov le v smeri notranje rotacije (slika 20). Aktivnost ni imela značilnega učinka na spremembe izmerjenih obsegov gibljivosti po delu, prav tako ni bilo statistično značilnih interakcij *delovnik x aktivnost* za nobenega od merjenih obsegov gibljivosti. Preiskovanci z BSH so imeli statistično značilno manjšo gibljivost kolkov v smeri zunanje rotacije in gibljivost trupa v smeri upogiba. Tudi BSH ni imela interakcijskega učinka z delovnikom (tabela 13). Značilno interakcijo *aktivnost x BSH* smo parno primerjali ločeno pri aktivni in neaktivni skupini. Parna primerjava je pokazala značilno večjo gibljivost ledvene hrbtenice v smeri upogiba trupa pri osebah z BSH le v aktivni skupini, medtem ko pri neaktivni skupini ni bilo razlik med osebami z in brez BSH (slika 21).

Slika 20: Vpliv gibalne/športne aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta (BSH) na obseg gibljivosti izmerjeno pred in po končanem delu.



NR kolk – notranja rotacija kolka; ZR kolk – zunanja rotacija kolka; * - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$).

Slika 21: Prikaz značilne interakcije aktivnosti in bolečin v spodnjem delu hrbta na obseg gibljivosti ledvene hrbtenice v smeri upogiba.



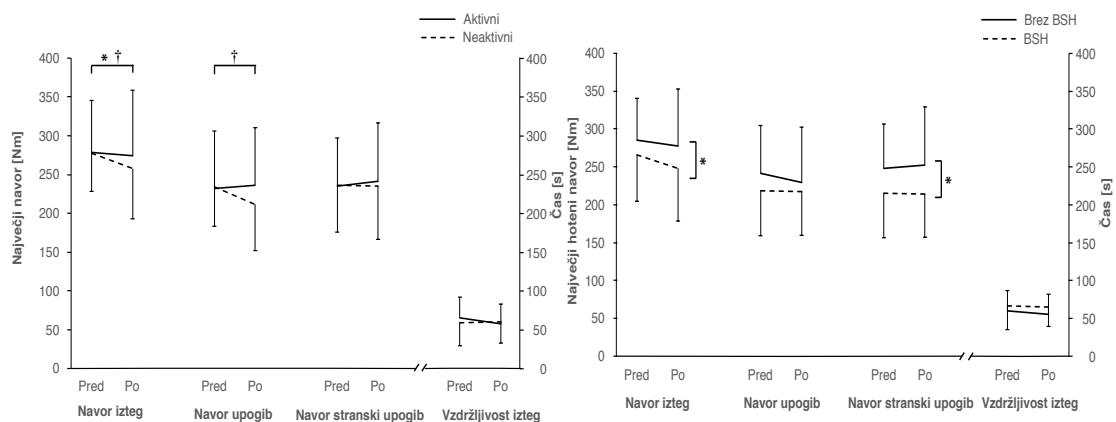
* - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$); † - statistično značilen interakcijski učinek ($p < 0,05$).

Tabela 13: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika, aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta na gibljivost kolkov in hrbtenice.

Smer giba	Dejavnik	F	p	η_p^2
Upogib kolka	Delovnik	0,017	0,896	0,00
	Aktivnost	0,257	0,613	0,00
	BSH	3,102	0,081	0,03
	Aktivnost x Delovnik	0,152	0,697	0,00
	BSH x Delovnik	0,799	0,373	0,01
	Aktivnost x BSH	0,021	0,885	0,00
	Aktivnost x BSH x Delovnik	0,489	0,486	0,01
Izteg kolka	Delovnik	1,115	0,294	0,01
	Aktivnost	0,206	0,651	0,00
	BSH	0,085	0,771	0,00
	Aktivnost x Delovnik	0,079	0,779	0,00
	BSH x Delovnik	0,588	0,445	0,00
	Aktivnost x BSH	0,178	0,674	0,00
	Aktivnost x BSH x Delovnik	1,27	0,263	0,01
Notranja rotacija kolka	Delovnik	0,115	0,735	0,00
	Aktivnost	6,071	0,016	0,06
	BSH	1,780	0,185	0,02
	Aktivnost x Delovnik	1,235	0,269	0,01
	BSH x Delovnik	0,207	0,650	0,00
	Aktivnost x BSH	0,578	0,449	0,01
	Aktivnost x BSH x Delovnik	0,009	0,924	0,00
Zunanja rotacija kolka	Delovnik	3,015	0,086	0,03
	Aktivnost	3,29	0,073	0,03
	BSH	5,454	0,022	0,05
	Aktivnost x Delovnik	0,093	0,761	0,00
	BSH x Delovnik	0,14	0,709	0,00
	Aktivnost x BSH	2,143	0,147	0,02
	Aktivnost x BSH x Delovnik	0,257	0,613	0,00
Upogib ledvene hrbtenice	Delovnik	2,68	0,105	0,03
	Aktivnost	0,256	0,614	0,00
	BSH	6,552	0,012	0,07
	Aktivnost x Delovnik	0,083	0,774	0,00
	BSH x Delovnik	1,438	0,234	0,02
	Aktivnost x BSH	5,074	0,027	0,05
	Aktivnost x BSH x Delovnik	0,823	0,367	0,01

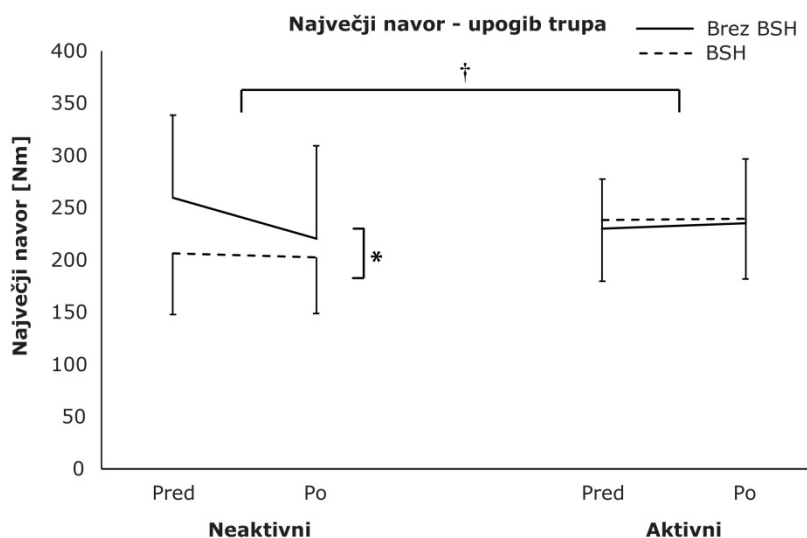
BSH – bolečina v spodnjem delu hrbta; F – vrednost analize variance; p – stopnja zaupanja; η_p^2 – mera velikosti učinka (delni eta kvadrat).

Slika 22: Sprememba največjega navora v smeri iztega in upogiba trupa, izmerjena pred in po končanem delovniku pri športno/gibalno aktivni in neaktivni skupini preiskovancev.



* - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$); † - statistično značilen interakcijski učinek ($p < 0,05$).

Slika 23: Prikaz značilne interakcije aktivnosti in bolečin v spodnjem delu hrbta na največji navor v smeri upogiba trupa.



† - statistično značilen interakcijski učinek ($p < 0,05$).

Tabela 14: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika, aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta na največje hotene navore hrbta v smeri iztega, upogiba in stranskega upogiba.

Smer giba	Dejavnik	F	p	η_p^2
Izteg trupa	Delovnik	4,275	0,041	0,04
	Aktivnost	0,327	0,569	0,00
	BSH	5,548	0,021	0,06
	Aktivnost x Delovnik	4,550	0,035	0,05
	BSH x Delovnik	2,931	0,090	0,03
	Aktivnost x BSH	3,133	0,080	0,03
	Aktivnost x BSH x Delovnik	0,379	0,540	0,00
Upogib trupa	Delovnik	0,177	0,675	0,00
	Aktivnost	0,883	0,350	0,01
	BSH	3,052	0,084	0,03
	Aktivnost x Delovnik	5,675	0,019	0,06
	BSH x Delovnik	0,028	0,867	0,00
	Aktivnost x BSH	4,078	0,046	0,04
	Aktivnost x BSH x Delovnik	2,742	0,101	0,03
Stranski upogib trupa	Delovnik	2,772	0,099	0,03
	Aktivnost	0,012	0,914	0,00
	BSH	11,356	0,001	0,11
	Aktivnost x Delovnik	0,128	0,721	0,00
	BSH x Delovnik	2,843	0,095	0,03
	Aktivnost x BSH	2,771	0,099	0,03
	Aktivnost x BSH x Delovnik	0,008	0,930	0,00
Vzdržljivost	Delovnik	2,065	0,154	0,02
	Aktivnost	0,073	0,788	0,00
	BSH	1,896	0,172	0,02
	Aktivnost x Delovnik	1,965	0,165	0,02
	BSH x Delovnik	0,291	0,591	0,00
	Aktivnost x BSH	0,712	0,401	0,01
	Aktivnost x BSH x Delovnik	3,068	0,083	0,03

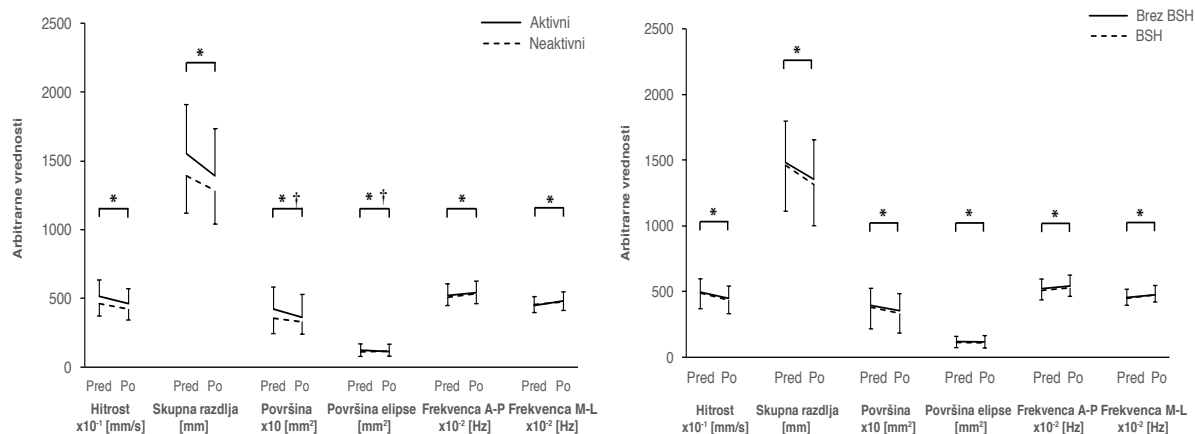
BSH – bolečina v spodnjem delu hrbta; F – vrednost analize variance; p – stopnja zaupanja; η_p^2 – mera velikosti učinka (delni eta kvadrat).

Rezultati so pokazali statistično značilno zmanjšanje M_{\max} v smeri iztega trupa po končanem delovniku (tabela 14). Statistično značilna *aktivnost* × *delovnik* interakcija kaže na večje zmanjšanje M_{\max} po delovniku pri neaktivni skupini, tako v smeri iztega kakor tudi v smeri upogiba trupa (slika 22). Post-hoc parna primerjava je pokazala statistično značilno zmanjšanje navora le pri neaktivnih preiskovancih tako v smeri iztega, kot v smeri upogiba trupa. Izmerjene so bile tudi razlike med osebami z in

brez BSH, saj so osebe brez BSH prizvedle statistično značilno večji M_{max} v smeri iztega trupa in v smeri stranskega upogiba trupa (slika 22). BSH ni imela interakcijskega učinka z delovnikom (tabela 14). Značilno interakcijo *aktivnost* x *BSH* smo nadalje parno primerjali ločeno pri aktivni in neaktivni skupini. Značilne razlike med osebami z in brez BSH so se izkazale le pri neaktivni skupini z značilno večjim M_{max} pri osebah brez BSH. Pri aktivni skupini ni bilo razlik med osebami z in brez bolečine (slika 23).

Rezultati meritev CoP so pokazali izboljšanje parametrov po delovniku ($p < 0,01$), neodvisno od GŠA ($F = 0,22$ do $2,56$; $p = 0,11$ do $0,64$; $\eta_p^2 = < 0,03$) preiskovancev ali prosotnosti BSH ($F = 0,09$ do $2,27$; $p = 0,14$ - $0,77$; $\eta_p^2 = < 0,02$). Značilna interakcija *aktivnost* x *delovnik* za parametra površina CoP ($F = 7,06$; $p = 0,009$; $\eta_p^2 = 0,07$) in površina elipse ($9,75$; $p = 0,002$; $\eta_p^2 = 0,09$) je pokazala, da je bilo zmanjšanje površine CoP po delovniku občutnejše pri aktivnih preiskovancih (slika 24).

Slika 24: Spremembe parametrov nihanja projekcije skupne točke pritiska na podlago med stojo na eni nogi pred in po končanem delovniku pri športno/gibalno aktivni in neaktivni skupini preiskovancev z in brez bolečine v spodnjem delu hrbta.

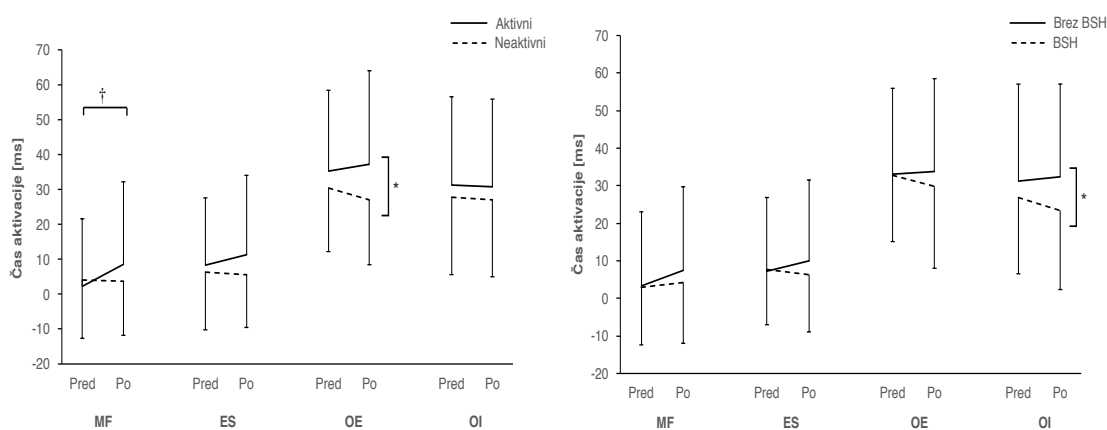


FR A-P – Frekvenca v smeri naprej in nazaj; FR M-L – Frekvenca v smeri levo in desno; * - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$); † - statistično značilni interakcijski učinek ($p < 0,05$).

Rezultati meritev samodejnih aktivacijskih vzorcev mišic trupa ob hitrih gibih rok so pokazali krajše APA mišice OE (tabela 15) pri aktivni skupini (slika 25). Delovnik je imel različen učinek na čas aktivacije mišice MF pri aktivni in neaktivni skupini, kar potrjuje značilna interakcija *aktivnost* x *delovnik*. Parna primerjava je pokazala, da so bile APA po delu statistično značilno kasnejše pri aktivni skupini preiskovancev. Pri neaktivni skupini se čas APA po delu ni spremenil. Osebe z in brez BSH so se med

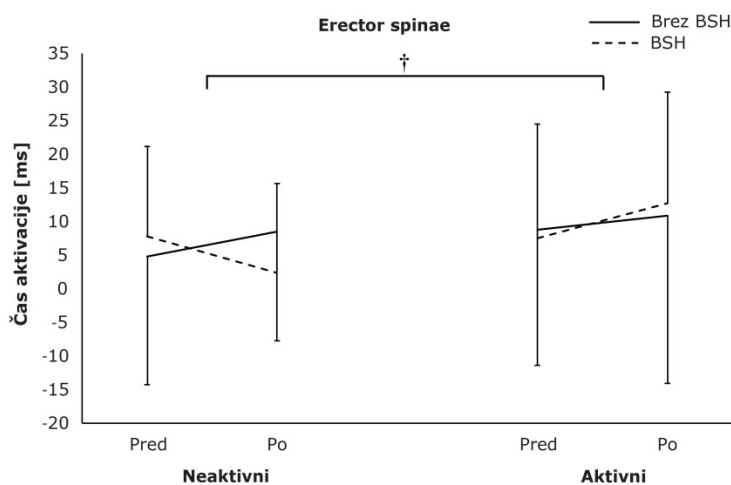
seboj razlikovale le v času aktivacije mišice OI, neodvisno od delovnika. Delovnik ni imel statistično značilnih učinkov na APA, kakor tudi ni bilo značilnih interakcij BSH x delovnik. Različen učinek delovnika na aktivacijo mišice ES je pokazala statistično značilna interakcija *aktivnost x BSH x delovnik*, saj je bila aktivacija mišic trupa pri neaktivnih osebah z BSH po delu zgodnejša v primerjavi s časom pred delom. Nasprotno je bila pri aktivnih osebah z BSH aktivacija po delu kasnejša v primerjavi s časom aktivacije pred delom (slika 26).

Slika 25: Sprememba časa anticipatornih posturalnih prilagoditev, izmerjenih pred in po končanem delovniku pri športno/gibalno aktivni in neaktivni skupini preiskovancev z bolečino in brez bolečine v spodnjem delu hrbta.



* - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$); † - statistično značilni interakcijski učinek ($p < 0,05$).

Slika 26: Prikaz značilne interakcije aktivnosti in bolečin v spodnjem delu hrbta na čas anticipatornih posturalnih prilagoditev mišice erector spinae.



† - statistično značilni interakcijski učinek ($p < 0,05$).

Tabela 15: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika, aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta na anticipatorne posturalne prilagoditve.

Smer giba	Dejavnik	F	P	η_p^2
MF	Delovnik	3,166	0,078	0,03
	Aktivnost	0,273	0,118	0,00
	BSH	0,397	0,53	0,00
	Aktivnost x Delovnik	3,927	0,05	0,04
	BSH x Delovnik	0,016	0,898	0,00
	Aktivnost x BSH	0,118	0,732	0,00
	Aktivnost x BSH x Delovnik	2,802	0,097	0,03
ESL	Delovnik	0,359	0,551	0,00
	Aktivnost	2,467	0,120	0,03
	BSH	0,167	0,683	0,00
	Aktivnost x Delovnik	1,035	0,312	0,01
	BSH x Delovnik	0,579	0,449	0,01
	Aktivnost x BSH	0,007	0,935	0,00
	Aktivnost x BSH x Delovnik	6,943	0,010	0,07
OE	Delovnik	0,081	0,776	0,00
	Aktivnost	5,156	0,025	0,05
	BSH	0,138	0,711	0,00
	Aktivnost x Delovnik	1,270	0,263	0,01
	BSH x Delovnik	0,467	0,496	0,01
	Aktivnost x BSH	0,027	0,870	0,00
	Aktivnost x BSH x Delovnik	0,908	0,343	0,01
OI	Delovnik	0,334	0,565	0,00
	Aktivnost	0,192	0,662	0,00
	BSH	4,460	0,037	0,05
	Aktivnost x Delovnik	0,737	0,393	0,01
	BSH x Delovnik	0,564	0,454	0,01
	Aktivnost x BSH	1,077	0,302	0,01
	Aktivnost x BSH x Delovnik	2,539	0,114	0,03

MF - mišica multifidus; ESL - ledveni del dolgih iztegovalk trupa; OI - zunanja plast poševnih trebušnih mišic; OE - notranja plast poševnih trebušnih mišic; BSH – bolečina v spodnjem delu hrbta; F – vrednost analize variance; p – stopnja zaupanja; η_p^2 – mera velikosti učinka (delni eta kvadrat).

Razlike med aktivno in neaktivno skupino so bile v latencah refleksnih odzivov mišic iztegovalk trupa ob nenadni obremenitvi preko rok (slika 27). Pri aktivnih osebah so bile latence mišic MF in ES statistično značilno krajše kot pri neaktivnih osebah (tabela 16). Delovnik ni imel značilnega učinka na latence refleksnih odzivov mišic trupa, prav tako ni bilo značilnih interakcij aktivnost x delovnik. Podobno prisotnost

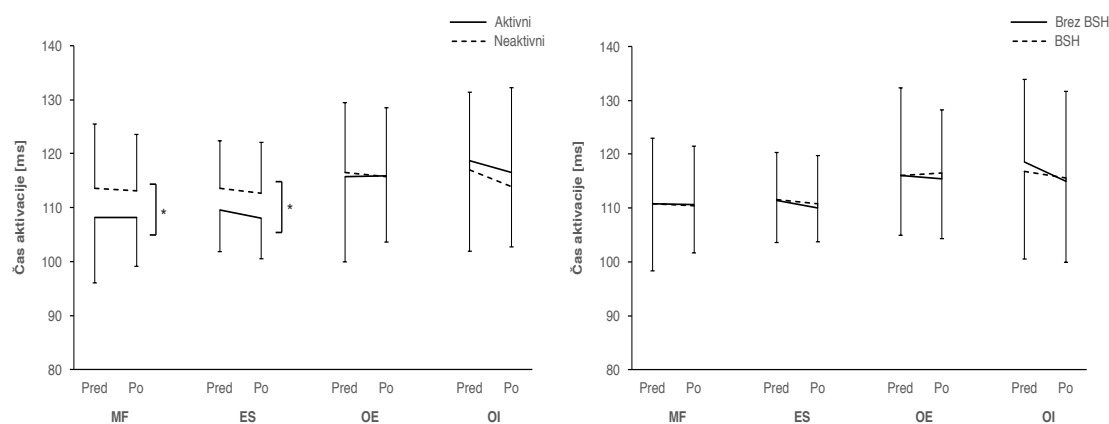
ali odsotnost BSH ni imela učinka na latence refleksnih odzivov, kakor tudi ni bilo značilnih interakcij BSH x delovnik ali aktivnost x BSH x delovnik.

Tabela 16: Rezultati RMANOVA analize učinkov delovnika, aktivnosti in bolečine v spodnjem delu hrbta na posturalne refleksne odzive.

Smer giba	Dejavnik	F	p	η_p^2
MF	Delovnik	0,450	0,504	0,01
	Aktivnost	6,396	0,013	0,07
	BSH	0,109	0,742	0,00
	Aktivnost x Delovnik	0,000	0,959	0,00
	BSH x Delovnik	0,347	0,557	0,00
	Aktivnost x BSH	0,007	0,935	0,00
	Aktivnost x BSH x Delovnik	2,489	0,118	0,03
ESL	Delovnik	2,081	0,153	0,02
	Aktivnost	7,393	0,008	0,08
	BSH	0,015	0,902	0,00
	Aktivnost x Delovnik	0,109	0,743	0,00
	BSH x Delovnik	0,258	0,613	0,00
	Aktivnost x BSH	0,065	0,800	0,00
	Aktivnost x BSH x Delovnik	0,223	0,638	0,00
OE	Delovnik	0,140	0,709	0,00
	Aktivnost	0,132	0,717	0,00
	BSH	0,017	0,895	0,00
	Aktivnost x Delovnik	0,009	0,923	0,00
	BSH x Delovnik	0,478	0,491	0,01
	Aktivnost x BSH	2,872	0,094	0,03
	Aktivnost x BSH x Delovnik	0,264	0,609	0,00
OI	Delovnik	1,626	0,206	0,02
	Aktivnost	0,663	0,418	0,01
	BSH	0,118	0,732	0,00
	Aktivnost x Delovnik	0,193	0,661	0,00
	BSH x Delovnik	0,033	0,206	0,00
	Aktivnost x BSH	0,623	0,432	0,01
	Aktivnost x BSH x Delovnik	1,317	0,254	0,02

MF - mišica multifidus; ESL - ledveni del dolgih iztegovalk trupa; OI - zunanja plast poševnih trebušnih mišic; OI - notranja plast poševnih trebušnih mišic; BSH – bolečina v spodnjem delu hrbta F – vrednost analize variance; p – stopnja zaupanja; η_p^2 – mera velikosti učinka (delni eta kvadrat).

Slika 27: Sprememba latenc posturalnih refleksnih reakcij pred in po končanem delovniku pri športno/gibalno aktivni in neaktivni skupini preiskovancev z bolečino in brez bolečine v spodnjem delu hrbta.



* - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$).

5.4 Vpliv dalj časa trajajočega sklanjanja na togost trupa in refleksne odzive ter analiza učinkov pasivne podpore za zgornji del trupa

5.4.1 Ponovljivost meritev

S statistično analizo nismo ugotovili značilnih razlik med kontrolnim setom meritev in setom meritev pred izpostavljenostjo eksperimentalnima pogojev, kar kaže, da set meritev ni imel značilnega učinka na naslednji set meritev. Kontrolni set in set meritev pred izpostavljenostjo smo nadalje uporabili za izračun ponovljivosti analiziranih parametrov. Meritve obsegov gibljivosti so pokazale odlično ponovljivost znotraj obiska in med obiskoma ($ICC > 0,9$). Podobno so parametri mišične aktivacije in živčno-mišičnega nadzora pokazali dobro do odlično ponovljivost znotraj obiska ter srednjo do dobro ponovljivost med obiskoma (tabela 17).

Tabela 17: Prikazuje rezultate ponovljivosti meritev.

Meritev		ICC _{3,k}
RoM	Znotraj obiska (obisk 1 in 2)	0,97 in 0,99
	Med obiskoma (kontrolni set)	0,93
	Med obiskoma (set pred izpostavljenostjo)	0,95
EMG aktivacija (ESL in ESIC)	Znotraj obiska (obisk 1 in 2)	0,96 do 0,98
	Med obiskoma (kontrolni set)	0,86 in 0,83
	Med obiskoma (set pred izpostavljenostjo)	0,89 in 0,86
ADM prirast	Znotraj obiska (obisk 1 in 2)	0,71 do 0,95
	Med obiskoma (kontrolni set)	0,62 do 0,78
	Med obiskoma (set pred izpostavljenostjo)	0,54 do 0,76
EMG prirast	Znotraj obiska (obisk 1 in 2)	0,90 do 0,96
	Med obiskoma (kontrolni set)	0,78 do 0,89
	Med obiskoma (set pred izpostavljenostjo)	0,71 do 0,82
Nihanje telesa	Znotraj obiska	0,72 do 0,95
	Med obiskoma	0,71 do 0,92

RoM – obseg gibljivosti v smeri upogiba trupa; EMG – elektromiografija; ESL – erector spinae longissimus; ESIC – erector spinae iliocostalis; ADM prirast – sprememba podajnosti; EMG prirast – sprememba mišične aktivacije; ICC_{3,k} – koeficient intraklasne korelacije (dvosmerni mešani model).

5.4.2 Aktivnost mišic iztegovalk trupa med sklanjanjem

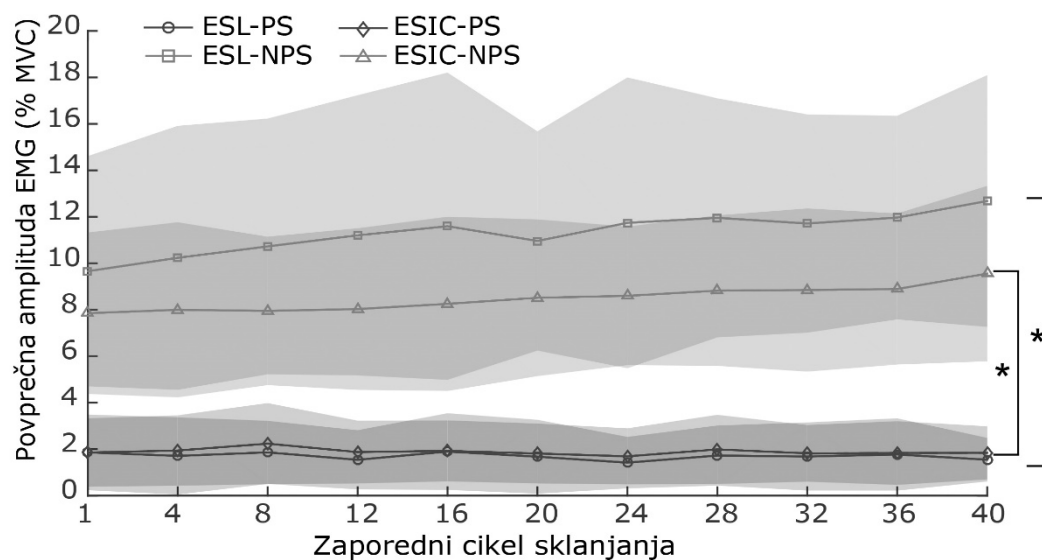
Eksperimentalni pogoj je imel statistično značilen učinek na EMG amplitudo med sklanjanjem. NPS je pričakovano povzročilo višjo aktivacijo tako mišice ESL kot mišice ESIC (tabela 18). Viden je trend povečevanja aktivacije s časom pri pogoju NPS (slika 28), vendar spremembe niso bile statistično značilne niti pri ESL niti ESIC. Spol preiskovancev ni imel statistično značilnih učinkov na aktivnost ESL ($p = 0,286$ $F = 1,204$ $\eta^2 = 0,06$) in ESIC ($p = 0,169$ $F = 2,041$ $\eta^2 = 0,10$) med sklanjanjem.

Tabela 18: Rezultati RMANOVA analize sprememb povprečne amplitude mišične aktivacije med podprtim in nepodprtim sklanjanjem.

			F	df	p	η_p^2
povprečna amplituda	ESL	Pogoj	134,07	1	<0,001	0,88
		Čas	0,90	10	0,491	0,05
		Pogoj x Čas	1,99	10	0,113	0,10
	ESIC	Pogoj	147,89	1	<0,001	0,89
		Čas	0,51	10	0,783	0,03
		Pogoj x Čas	1,25	10	0,296	0,06

ESL – erector spinae longissimus; ESIC – erector spinae iliocostalis; F – vrednost analize variance; df – prostostne stopnje analize variance; p – stopnja zaupanja; η_p^2 – mera velikosti efekta (delni eta kvadrat).

Slika 28: Povprečna amplituda mišične aktivacije iztegovalk trupa med podprtim in nepodprtim sklanjanjem.



ESL – erector spinae longissimus; ESIC – erector spinae iliocostalis; PS – podprto sklanjanje; NPS – nepodprto sklanjanje; EMG – elektromigrafija; MVC – največja hotena sila.

Rezultati meritev mišične aktivacije med aplikacijo 60 N sile v smeri naprej so pokazali statistično značilen učinek eksperimentalnega pogoja na aktivacijo mišice ESL, ne pa tudi na mišico ESIC (tabela 19). Aktivnost obeh mišic se je po sklanjanju povečala in povečanje aktivnosti je bilo značilno večje po NPS, kar sta potrdila značilni učinek časa in značilna interakcija pogoj x čas. Povečanje aktivnosti je bilo večje pri preiskovancih moškega spola, kar potrjuje značilna čas x spol interakcija pri obeh mišicah ter pogoj x čas x spol interakcija pri mišici ESIC. Analizirani dejavniki

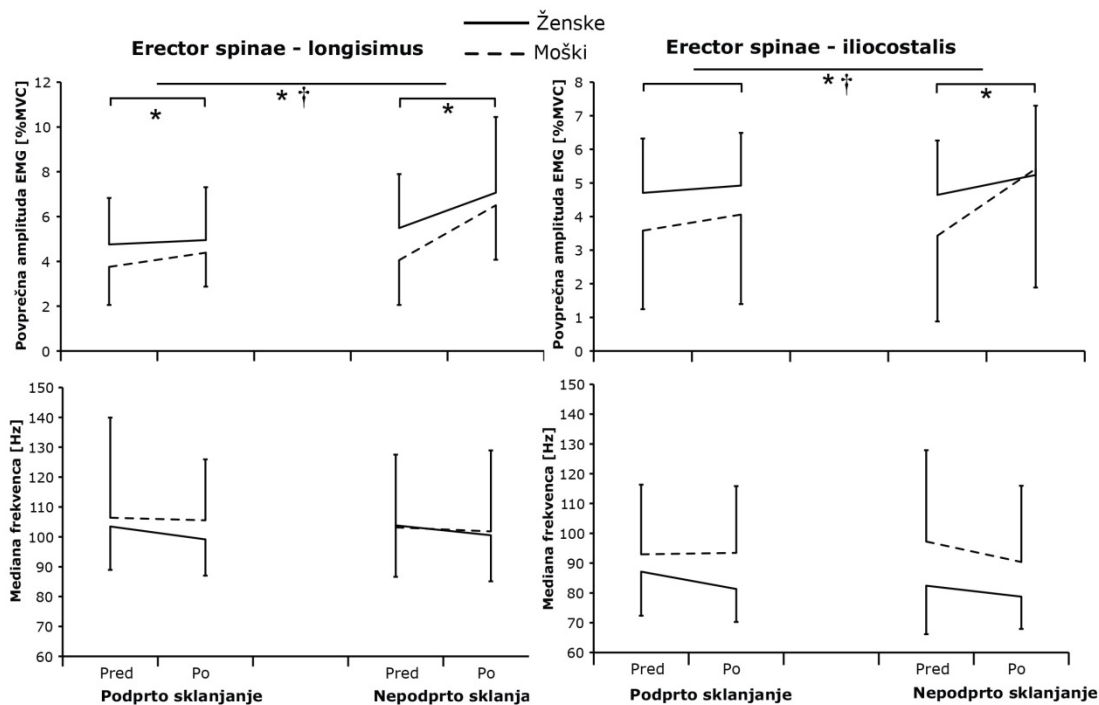
niso imeli statistično značilnega vpliva na mediano frekvenco mišične aktivacije (slika 29).

Tabela 19: Rezultati RMANOVA analize učinkov podprtega in nepodprtega sklanjanja na aktivnost mišic trupa med aplikacijo 60 N sile v smeri naprej.

Parameter	Mišica	Dejavnik	F	p	η_p^2
povprečna Amplituda	ESL	Pogoj	13,08	0,002	0,41
		Čas	53,25	<0,001	0,74
		Pogoj x Čas	20,61	<0,001	0,52
		Spol	2,05	0,169	0,10
		Pogoj x Spol	0,01	0,921	0,00
		Čas x Spol	6,90	0,017	0,27
		Pogoj x Čas x Spol	1,50	0,235	0,07
	ESIC	Pogoj	1,17	0,293	0,06
		Čas	21,15	<0,001	0,53
		Pogoj x Čas	12,21	0,002	0,39
		Spol	2,54	0,141	0,11
		Pogoj x Spol	0,661	0,426	0,03
		Čas x Spol	7,69	0,012	0,29
		Pogoj x Čas x Spol	7,80	0,012	0,29
Mediana Frekvenca	ESL	Pogoj	0,14	0,713	<0,01
		Čas	1,46	0,242	0,07
		Pogoj x Čas	0,01	0,966	<0,01
		Spol	0,01	0,937	0,00
		Pogoj x Spol	0,26	0,616	0,01
		Čas x Spol	0,73	0,403	0,04
		Pogoj x čas x Spol	0,14	0,713	0,01
	ESIC	Pogoj	0,18	0,679	0,01
		Čas	3,66	0,070	0,16
		Pogoj x Čas	0,61	0,444	0,03
		Spol	1,70	0,208	0,08
		Pogoj x Spol	0,28	0,604	0,01
		Čas x Spol	0,23	0,640	0,01
		Pogoj x čas x Spol	1,24	0,279	0,01

ESL – erector spinae longissimus; ESIC – erector spinae iliocostalis; F – vrednost analize variance; df – prostostne stopnje analize variance; p – stopnja zaupanja; η_p^2 – mera velikosti efekta (delni eta kvadrat).

Slika 29: Vpliv podprtega in nepodprtega sklanjanja na aktivacijo mišic iztegovalk trupa pri moških in ženskah.

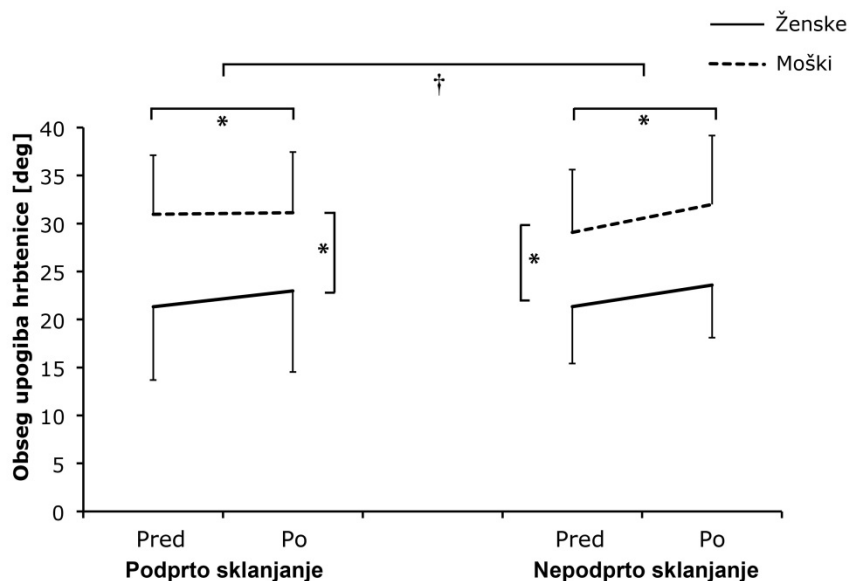


* - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$); † - statistično značilni interakcijski učinek ($p < 0,05$).

5.4.3 Deformacija pasivnih struktur hrbtenice

Učinek sklanjanja na deformacijo pasivnih struktur smo ocenili preko spremembe obsega giba v smeri upogiba hrbtenice. Rezultati meritev so pokazali statistično značilen učinek časa na povečanje obsega gibljivosti (slika 30). Čeprav ni bilo značilnega učinka eksperimentalnega pogoja, je značilna interakcija pogoj x čas potrdila večje povečanje gibljivosti po NPS pogoju (tabela 20). Preiskovanci moškega spola so izkazali večjo gibljivost ledvene hrbtenice kot ženske, kar smo potrdili s statistično značilnim učinkom spola. Značilna interakcija *pogoj x čas x spol* nakazuje na večje povečanje obsega gibljivosti po PS pri ženskah in odsotnost sprememb pri moških.

Slika 30: Vpliv podprtega in nepodprtega sklanjanja na obseg gibljivosti trupa v smeri upogiba pri moških in ženskah.



* - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$); † - statistično značilen interakcijski učinek ($p < 0,05$).

Tabela 20: Rezultati RMANOVA analize učinkov podprtega in nepodprtega sklanjanja na gibljivost ledvene hrbtenice v smeri upogiba.

	F	P	η^2
Pogoj	0,02	0,903	0,00
Čas	30,91	<0,001	0,62
Spol	9,13	0,007	0,33
Pogoj x Čas	11,15	0,003	0,37
Pogoj x Spol	0,24	0,631	0,01
Čas x Spol	0,43	0,521	0,02
Pogoj x Čas x Spol	4,66	0,044	0,20

F – vrednost analize variance; df – prostostne stopnje analize variance; p – stopnja zaupanja; η_p^2 – mera velikosti efekta (delni eta kvadrat).

5.4.4 Podajnost in refleksni doprinos med mehanskimi motnjami trupa

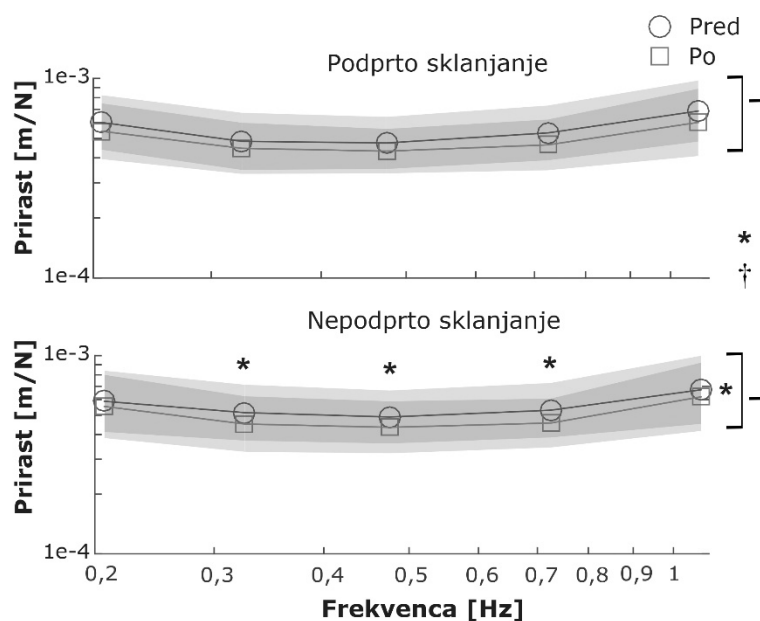
Analiza živčno-mišičnih odzivov na nenadne mehanske motnje trupa je pokazala dobro koherenco meritev podajnosti (od 0,87 do 0,97) in refleksnih odzivov (od 0,59 do 0,90). Vse meritve so bile vključene v nadaljnje analize, saj je koherenca

presejala zahtevane vrednosti (0,18). Rezultati niso pokazali značilnega učinka spola na podajnost in refleksne odzive. Sicer je bila značilna interakcija *čas x spol*, ki je nakazala večje povečanje refleksnega prirasta pri moških preiskovancih, neodvisna od eksperimentalnega pogoja. Ker ni bilo med spoloma od eksperimentalnega pogoja odvisnih razlik, smo nadaljnje analize izvedli brez delitve po spolu. Po pričakovanjih sta obe odvisni spremenljivki pokazali statistično značilen učinek frekvence ($p < 0,001$), ki ga ne bomo poročali ločeno za vsako spremenljivko.

Podajnost se je zmanjšala po sklanjanju neodvisno od eksperimentalnega pogoja, kar smo potrdili z značilnim učinkom dejavnika časa (slika 31). Značilna interakcija *pogoj x čas x frekvenca* je pokazala, da je bilo zmanjšanje podajnosti pri nekaterih frekvencah večje po NPS kot po PS. Nadaljnja analiza, izvedena ločeno za vsak eksperimentalni pogoj posebej, je pokazala značilni učinek časa le po NPS.

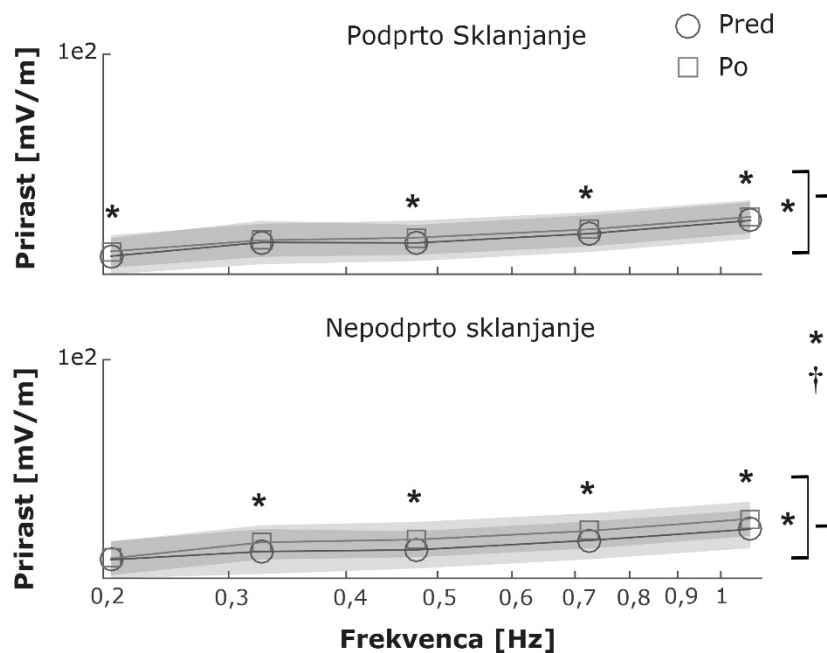
Ponavljajoče skalnjanje je povzročilo povečanje refleksnega doprinosa, ki je bil večji pri NPS. Značilna interakcija *pogoj x čas x frekvenca* je pokazala značilno večje povečanje refleksnega prirasta po NPS pri vseh analiziranih frekvencah, razen pri najnižji (slika 32). Nadaljnja analiza, izvedena ločeno za vsak eksperimentalni pogoj posebej, je pokazala povečanje refleksnega prirasta po obeh eksperimentalnih pogojih (tabela 21).

Slika 31: Vpliv podprtega in nepodprtega sklanjanja na podajnost trupa v smeri upogiba.



* - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$); † - statistično značilen interakcijski učinek ($p < 0,05$).

Slika 32: Vpliv podprtega in nepodprtega sklanjanja na prirast refleksnih odzivov mišic iztegovalk trupa.



* - statistično značilni dejavnik ($p < 0,05$); † - statistično značilni interakcijski učinek ($p < 0,05$).

Tabela 21: Rezultati RMANOVA analize učinkov podprtega in nepodprtega sklanjanja na podajnost trupa in refleksni prirast aktivnosti mišic iztegovalk trupa.

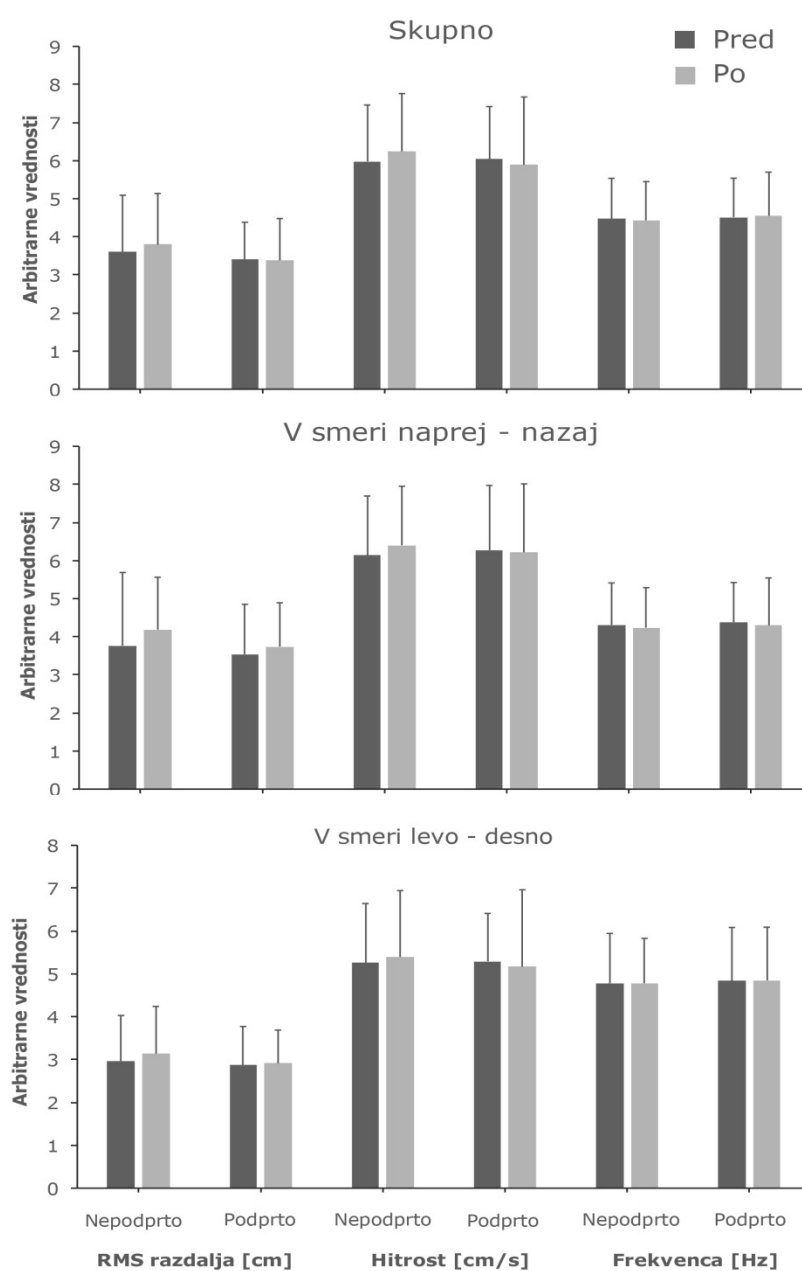
	F	df	P	η^2
Podajnost				
Pogoj × Čas × Frekvenca*	3,100	2,7	0,039	0,134
Pogoj × Čas	0,002	1	0,969	0,000
Pogoj	0,001	1	0,977	0,000
Čas*	9,422	1	0,006	0,320
Podprto sklanjanje	4,120	1	0,056	0,171
Nepodprto sklanjanje	5,920	1	0,024	0,228
Refleksni prirast				
Pogoj × Čas × Frekvenca*	3,212	3,3	0,025	0,138
Pogoj × Čas	1,326	1	0,263	0,062
Pogoj	8,048	1	0,010	0,287
Čas	20,594	1	0,001	0,507
Podprto sklanjanje	6,480	1	0,019	0,245
Nepodprto sklanjanje	16,259	1	0,001	0,448

* Upoštevana Greenhouse-Geiser korekcija zaradi kršenja sferičnosti; ESL – erector spinae longissimus; ESIC – erector spinae iliocostalis; F – vrednost analize variance; df – prostostopne stopnje analize variance; p – verjetnost napake tipa I; η_p^2 – mera velikosti efekta (delni eta kvadrat).

5.4.5 Nihanje projekcije centra pritiska na podlago med nestabilnim sedenjem

Sklanjanje ni imelo statistično značilnega učinka na nihanje projekcije centra pritiska na podlago med nestabilnim sedenjem. Rezultati tudi niso pokazali statistično značilnih razlik med eksperimentalnima pogojevema ter značilnih interakcij *pogoj x čas* (slika 33).

Slika 33: Vpliv podprtega in nepodprtega sklanjanja na nekatere parametre gibanja centra pritiska na podlago.



6 DISKUSIJA

Namen doktorske disertacije je bil ugotoviti učinke dalj časa trajajočega ponavljajočega sklanjanja na SMFT povezane z nastankom BSH. Učinke sklanjanja smo najprej preverili v realnem delovnem okolju, kar je zagotovilo dobro zunanjo veljavnost eksperimenta vendar ni bilo mogoče nadzirati nekaterih pomembnih dejavnikov. Z namenom standardizacije obremenitev in preverjanja učinkovitosti uporabe zunanje pasivne opore zgornjega dela trupa, smo izvedli dodatni laboratorijski eksperiment. Načrtovana je bila tudi intervencijska študija, ki je zaradi slabega sodelovanja udeležencev nismo uspeli izvesti. Potencialne preventivne učinke gibalne/športne aktivnosti smo preverili s prečno presečno primerjavo gibalno aktivnih in neaktivnih preiskovancev.

Pomemben in originalen znanstveni doprinos tega raziskovanja so dokazi o povečanju intrinzične togosti trupa neposredno po dalja časa trajajočem sklanjanju. Izsledki so v skladu z nekaterimi študijami na živalskih modelih, v katerih so po dalj časa trajajočem obremenjevanju pokazali povečanje vzdražnosti pasivnih hrbteničnih struktur. Avtorjem tega dela niso znane študije, ki bi opisane spremembe potrdile pri ljudeh. Predhodne študije na ljudeh so, v nasprotju z našimi izsledki, pokazale vsaj prehodno zmanjšanje togosti trupa. Ključna razlika med predhodnimi študijami in našimi študijami, je v trajanju izpostavljenosti sklanjanju, saj so predhodne študije praviloma izpostavile preiskovance obremenitvam krajšim od 30 minut. Upoštevajoč rezultate omenjenih študij in rezultate naših študij lahko sklepamo, da so spremembe togosti hrbtenice dvofazne v odvisnosti od trajanja sklanjanja.

Drug pomemben sklop izsledkov je s področja preventivnega delovanja, saj smo pokazali, da so negativni učinki sklanjanja manjši, kadar je med sklanjanjem zgornji del trupa podprt. Uporaba pasivne podpore za zgornji del trupa zmanjša obremenitve na aktivne in nekatere pasivne strukture ledvene hrbtenice, kar se odraža v manjših spremembah žično-mišičnega nadzora po sklanjanju. Pokazali smo tudi nekatere razlike med gibalno/športno aktivnimi in neaktivnimi preiskovanci, ki so lahko povezane z nastankom BSH. Rezultati so po končanem delu pokazali statistično značilno zmanjšanje največjega navora v smeri iztega pri neaktivnih preiskovancih, kar kaže na utrujanje. Pomembna razlika med aktivnimi in neaktivnimi preiskovanci se je pokazala tudi v latencah PRR mišic iztegovalk trupa, ki so bile statistično značilno daljše pri neaktivnih preiskovancih. Neaktivni preiskovanci so izkazali tudi bolj koaktivacijski odziv mišic trupa ob nenadni motnji, ki je značilen ob večjih

obremenitvah in nakazuje na slabše stabilizacijske sposobnosti neaktivnih priskovancev.

6.1 Trajne prilagoditve na delo v sklonjenem položaju

Eden od ciljev disertacije je bil celovito oceniti spremembe SMFT po opravljanju dela v sklonjenem položaju na realnem delovnem mestu. Navkljub obsežnemu raziskovanju kvarnih učinkov delovnih obremenitev so študije, usmerjene v proučevanje sprememb SMFT po delu, redke in večinoma opravljene v kontroliranih laboratorijskih pogojih (Bazrgari idr., 2011; Hendershot, Toosizadeh, Muslim, Madigan & Nussbaum, 2013; Muslim idr., 2013). V naši študiji smo z uporabo inovativnega mobilnega sistema za vrednotenje SMFT izvajali meritve pred pričetkom dela in po končanem delu pri žerjavistih, katerih delo zahteva ponavljajoče vzdrževanje sklonjenega položaja, ter pri kontrolni skupini, ki opravlja pretežno sedeče ali kombinirano sedeče in stoječe delo v istem podjetju.

Prisotnost morebitnih trajnih prilagoditev na opravljanje dela v sklonjenem položaju smo preverili s primerjavo izsledkov meritev pred delom pri žerjavistih in pri kontrolni skupini. V nasprotju s hipotezo nismo opazili statistično značilnih razlik med skupinama pri večini izmerjenih SMFT. Edina statistično značilna razlika med skupinama je bila v gibljivosti kolkov v smeri notranje rotacije. Slednje je težko utemeljiti, saj je pri aktivnostih, ki zahtevajo večji upogib kolkov (kot sta na primer sklanjanje do tal ali počep), upogibu kolkov pridružena zunanja rotacija v kolčnem sklepu (Hemmerich, Brown, Smith, Marthandam & Wyss, 2006; Nordin & Frankel, 2012). V povezavi z delom v sklonjenem položaju bi pričakovali večjo zunanjo rotacijo kolkov kot trajno prilagoditev na tako vrsto dela.

V nasprotju s pričakovanji nismo opazili razlik med skupinama v obsegu gibljivosti hrbtenice v smeri upogiba. Solomonow (2012) v pregledni študiji ugotavlja, da ostajajo nekatere spremembe intrinzične togosti prisotne tudi 24 do 48 ur po obremenitvi, kar bi pri žerjavistih lahko vodilo v kumulativne učinke dela v sklonjenem položaju. S cikličnim obremenjevanjem se zmanjša tudi odpornost končne hrustančne ploščice na obremenitve, zaradi česar se poveča verjetnost njene poškodbe. Poškodba končne ploščice vodi v spremembo razporeditve bremen znotraj medvretenčne ploščice in v njeno pospešeno degeneracijo (Bogduk idr., 2013; Inoue

& Espinoza Orías, 2011). Pri degeneraciji medvretenčne ploščice pride predvsem do izgube proteoglikanov, kar zmanjša sposobnost diska za prenašanje obremenitev. Zmanjša se osmotski tlak in s tem sposobnost ohranjanja hidriranosti, posledično medvretenčna ploščica med obremenitvijo hitreje izgubi tekočino in višino (Raj, 2008). Ciklično obremenjevanje hkrati poveča tudi nevarnost za protruzijo medvretenčne ploščice (Callaghan & McGill, 2001), kar je neposredno povezano z njeno degeneracijo, ki je lahko tako vzrok kot posledica protruzije medvretenčne ploščice (Lama idr., 2013). Degeneracija medvretenčne ploščice se odraža v njenem znižanju in posledično povečani gibljivosti ter povečani nevtralni coni. V zadnjem stadiju degeneracije se gibljivost sicer zmanjša (Iatridis, Nicoll, Michalek, Walter & Gupta, 2013), pri veliki večini prizadetih je prisotna tudi močnejša bolečina (Iatridis idr., 2013), ki je bila pri preiskovancih v naši študiji redka, skupini pa se med seboj nista razlikovali v povprečni stopnji BSH.

Odsotnost sprememb SMFT po delu pri žerjavistih je morda posledica njihove prilagoditve na delo. Kot je bilo večkrat pokazano, lahko ponavljajoče sklanjanje povzroči vnetje, kar nakazuje prisotnost procesov celjenja, pri čemer se dogajajo tudi celične in metabolne spremembe kolagenskih vlaken z namenom izboljšanja mehanskih lastnosti tkiva (Moshe Solomonow, 2009). Take prilagoditve imajo lahko vpliv tudi na akutne odzive na delovne obremenitve, ki vključujejo sklanjanje. Drug morebiten razlog za odsotnost razlik med skupinama je pogosta prisotnost degenerativnih sprememb medvretenčnih ploščic tudi pri sedečih poklicih. Študije poročajo o 72- do 100-odstotni prisotnosti degenerativnih sprememb do 60. leta starosti, in sicer ne glede na delo, ki ga je oseba opravljala (Videman & Battie, 1999). Degenerativne spremembe se dogajajo tudi pri kontrolni skupini, delovne obremenitve pa imajo pri tem manjši doprinos v primerjavi z osebnotnimi dejavniki. Pri osebah, ki opravljajo delo v sklonjenem položaju, bi lahko pričakovali povečanje gibljivosti tudi zaradi vsakodnevnega raztezanja drugih viskozno-elastičnih struktur, kot so vezi in pasivni elementi mišic. Če se trajne spremembe zgodijo pri osebah, ki opravljajo delo v sklonjenem položaju, so verjetno majhne ali kompenzirane s povečano mišično aktivnostjo, ki lahko omeji končni obseg giba (McGill & Kippers, 1994; Zedka idr., 1999). Slednjega sicer ne moremo z gotovostjo potrditi, saj nismo spremljali nivoja mišične aktivacije v mirovanju in tudi ne morebitne odsotnosti fenomena sprostitve mišic v maksimalnem predklonu.

Odsotnost razlik med žerjavisti in kontrolno skupino gre pripisati morebitnim učinkom "zdravega delavca" v skupini žerjavistov in učinkov obremenitev na predhodnih delovnih mestih pri kontrolni skupini. Delavci zaradi bolečin težje opravljajo dela, pri

katerih je hrbet izpostavljen povečanim obremenitvam, zaradi česar so ob vztrajanju BSH primorani prilagoditi delovne obremenitve in/ali pogosto zamenjati delovno mesto (Bernard, 1997). To imenujemo učinek "zdravega delavca", ki lahko prispeva k odsotnosti razlik v povprečni BSH med žerjavisti in kontrolno skupino v naši študiji. V podjetju, kjer smo opravljali raziskavo, so žerjavisti, ki zaradi BSH ne morejo več opravljati dela žerjavista, pogosto premeščeni na delovna mesta, ki so bila vključena v kontrolno skupino. Posledično so nekateri preiskovanci iz kontrolne skupine v preteklosti morda opravljali delo, ki je zahtevalo sklanjanje, zato so pri njih verjetno ostale trajne prilagoditve na opravljanje takšnega dela.

6.2 Dnevne spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa po delovniku pri osebah, ki opravljajo delo v sklonjenem položaju

Namen te študije je bil proučiti akutne učinke dnevnih delovnih obremenitev pri žerjavistih, ki opravljajo delo v sklonjenem položaju, in pri kontrolni skupini. Po delovniku se je pokazalo značilno povečanje gibljivosti ledvene hrbtenice, in sicer brez značilnih razlik med skupinama. Spremembe največjega hotenega navora so ostale mejno neznačilne, a je trend zmanjšanja le-teh po delovniku viden le pri žerjavistih. Po delovniku izmerjeni parametri posturalnega nadzora so presenetljivo izkazali statistično značilno izboljšanje brez razlik med skupinama. Nasprotno meritve APA niso pokazale statistično značilnih sprememb, a je opazen trend krajše predaktivacije po delovniku pri žerjavistih. Pomembne razlike med skupinama smo opazili v refleksnih odzivih na nenadno motnjo preko rok. Če povzamemo spremembe PRR, so žerjavisti izkazali bolj kokontrakcijski vzorec refleksne aktivacije po delovniku, medtem ko pri kontrolni skupini ni bilo opaziti sprememb.

Rezultati meritev gibljivosti kolkov v nasprotju s hipotezo niso pokazali značilnih razlik med žerjavisti in kontrolno skupino. Pričakovali smo povečanje gibljivosti pri obeh skupinah z večjim povečanjem pri žerjavistih v smeri upogiba in zunanje rotacije. Pri slednji se je sicer pokazal značilen učinek vrste dela, ki je potrdil večjo gibljivost kolkov v smeri zunanje rotacije pri žerjavistih, vendar brez povečanja po delovniku in brez značilnega interakcijskega učinka. Kot je opisano v prejšnjem poglavju, je večja gibljivost v smeri zunanje rotacije lahko povezana s sklanjanjem in nagibom medenice naprej, kar se odraža v upogibu kolkov in pridruženih zunanji

rotaciji (Hemmerich idr., 2006; Nordin & Frankel, 2012). V nasprotju s hipotezo se pri žerjavistih gibljivost kolkov v smeri upogiba po končanem delovniku ni povečala. Pri žerjavistih smo pričakovali povečanje gibljivosti v smeri upogiba po delovniku, čeprav imajo ti med sklanjanjem pokrčena kolena, kar preprečuje razteg dvosklepnih mišic. Pri obeh skupinah smo pričakovali tudi cirkadiano povečanje gibljivosti v teku dneva, kar je bilo pokazano tako pri mladih športnikih (Manire, Kipp, Spencer & Swank, 2010b) kot pri mlajši (25 do 32 let) splošni populaciji (Gifford, 1987). Nasprotno s pričakovanji tako žerjavisti kot kontrolna skupina niso pokazali sprememb gibljivosti kolkov po delovniku. Možen razlog je pretežno sedeče delo obeh skupin preiskovancev in relativno malo gibanja znotraj delovnika. Drug morebiten razlog je vsebina ogrevalnih vaj, ki so jih vsi preiskovanci izvedli pred pričetkom obeh sklopov meritev. Vaje so vključevale enonožne predklone ter globoke počepe, ki lahko povzročijo raztezanje dvosklepnih in enosklepnih mišic iztegovalk kolkov. Slednje je morda imelo večji učinek na gibljivost kot spremembe, povezane z vsakodnevnimi aktivnostmi.

Skladno s hipotezo se je gibljivost hrbtenice v smeri upogiba po delovniku povečala, vendar v nasprotju s hipotezo ni bilo razlik v povečanju gibljivosti med žerjavisti in kontrolno skupino. Tudi povečanje gibljivosti pri obeh skupinah preiskovancev je v skladu s cirkadianim povečanjem gibljivosti ledvene hrbtenice, ki je pretežno posledica iztiskanja tekočine iz medvretenčne ploščice in njenega posledičnega znižanja (Adams & Dolan, 1996; Gifford, 1987; Manire idr., 2010). Čeprav je pri žerjavistih viden trend večjega povečanja gibljivosti, interakcijski efekt ni bil statistično značilen. Predhodne študije so pokazale povečanje gibljivosti po ponavljajočem sklanjanju (Dolan & Adams, 1998; Howarth idr., 2013) in tudi v našem laboratorijskem eksperimentu, v katerem smo simulirali delo žerjavista, se je gibljivost po 1 uri prekinjajočega vzdrževanega sklanjanja statistično značilno povečala. Ena od možnih razlag za manjše znižanje medvretenčne ploščice na realnem delovnem mestu žerjavista je prisotnost vibracij (Bongers idr., 1988a, 1988b), ki lahko prispeva k razvoju vnetnega procesa in posledičnemu povišanju medvretenčne ploščice (Sullivan & McGill, 1990). Nenazadnje je lahko razlog za odsotnost statistično značilnih razlik tudi tehnične narave, saj se zaradi odstranjevanja in ponovnega nameščanja IMU-senzorjev poveča variabilnost meritev.

Čeprav so meritve M_{\max} v smeri iztega po končanem delu izkazale občuten trend zmanjšanja M_{\max} pri žerjavistih, so v nasprotju s hipotezo razlike med skupinama ostale mejno neznačilne ($p = 0,059$), podobno mejno neznačilen je bil tudi

interakcijski učinek ($p = 0,053$). Trend nakazuje prisotnost utrujanja po opravljanju dela v sklonjenem položaju, kar je v skladu z ugotovitvami našega drugega eksperimenta, izvedenega v kontroliranih laboratorijskih pogojih. Tudi predhodne študije so pokazale utrujanje mišic iztegovalk trupa ob dalj časa trajajočih, relativno nizkih obremenitvah, ki ne povzročajo zapore krvnega obtoka v aktivnih mišicah (van Dieën, Westebring-van der Putten, Kingma & de Looze, 2009). Utrujanje mišic iztegovalk trupa so Shin in sodelavci (2009) pokazali tudi po 5-minutnem vzdrževanju globokega predklona v stoječem položaju, ki se je odražal kot upad mediane frekvence. Dodatno so Hansson, Magnusson in Broman (1991) pokazali, da 5 minut trajajoče vzdrževanje 20° sklonjenega sedečega položaja povzroči mišično utrujanje, ki je ob prisotnosti vibracij bolj izrazito in se pojavi prej. Čeprav je bilo utrujanje pri žerjavistih v naši študiji izrazito nakazano, je ostalo kljub prisotnosti vibracij med delom neznačilno. Razlog za odsotnost značilnih razlik po delu je morda prilagoditev žerjavistov na vsakodnevne obremenitve, ki zahtevajo sklanjanje. V nasprotju s hipotezo in trendom upada M_{max} se čas vzdrževanja sile v smeri iztega trupa pri žerjavistih po delu ni značilno zmanjšal. Ponovno je možen razlog učinkovita prilagoditev žerjavistov na delovne obremenitve, posledično pa obremenitve med delovnikom ne povzročajo utrujanja, ki bi značilno skrajšalo čas vzdrževanja ciljne sile. Drug možen razlog za odsotnost razlik je v določanju sile, ki so jo preiskovanci vzdrževali med testom vzdržljivosti. Sila, ki so jo morali preiskovanci vzdrževati med meritvijo, je bila določena kot 60 % največje hotene sile. Upad največje sile, nakazan pri žerjavistih, je vplival na ciljno silo, ki je bila absolutno gledano nižja. Čeprav se je uporabljena merilna metoda predhodno izkazala kot veljavna in primerna v realnem delovnem okolju (Jørgensen, Nicolaisen & Jørgensen, 1987), bi bil v našem primeru morda primernejši Biering-Sorensenov test (Latimer, Maher, Refshauge & Colaco, 1999), ki ni odvisen od največje hotene sile.

Meritve CoP so v nasprotju s hipotezo pokazale spremembe, ki nakazujejo izboljšanje ravnotežja po končanem delovniku brez razlik med skupinama. Študije o vplivih sklanjanja na ravnotežje so redke, naša hipoteza pa je temeljila na študiji, v kateri so Hendershot in sodelavci (2013) po sklanjanju pokazali poslabšanje parametrov CoP med sedenjem na nestabilni podlagi. Raziskovalci so v tej študiji pokazali, da so bile spremembe odvisne od trajanja izpostavljenosti maksimalnemu predklonu in od dodanega zunanjega bremena med sklanjanjem. Poslabšanje parametrov CoP je bilo večje po daljšem trajanju in bolj obremenjujočem sklanjanju. Kljub prisotnim razlikam, povezanim s sklanjanjem, so bile spremembe kratkotrajne in so bile podobne stanju pred obremenitvijo že 5 do 10 minut po prenehanju obremenitve ne glede na obremenitve med sklanjanjem. Hitra povrnitev bi lahko razložila odsotnost

razlik med skupinama, saj je v naši študiji od izpostavljenosti sklanjanju do meritev ravnotežja pri vseh preiskovancih minilo več kot 10 minut. Nasprotno se možnost izboljšanja parametrov gibanja CoP kaže ob izpostavljenosti vibracijam celega telesa predvsem pri starejših (Rogan, Hilfiker, Herren, Radlinger & de Bruin, 2011), medtem ko so spremembe pri mladih osebah manjše (Pollock, Provan, Martin & Newham, 2011). Vpliv vibracij bi lahko pričakovali le pri žerjavistih, z nasprotnim učinkom od sklanjanja pa vibracije morda prispevajo k odsotnosti razlik med skupinama. Še težje je razložiti izboljšanje ravnotežja na meritvah pri obeh skupinah po končanem delovniku. Študije, ki so proučevale spremembe parametrov gibanja CoP v različnih urah dneva, predlagajo namreč poslabšanje v popoldanskem času tako pri mlajših (Gribble, Tucker & White, 2007) kot pri starejših preiskovancih (Jorgensen idr., 2012). Možen skupen razlog za izboljšanje parametrov pri obeh skupinah je dejavnik učenja. V skladu s predhodnimi študijami (H. Lee & Granata, 2008) smo tudi v naši pilotni študiji pokazali, da se s ponovitvami izboljšajo parametri CoP med sedenjem na nestabilni podlagi. Čeprav je stoja na eni nogi naravna, je v trajanju, kot je zahtevano med testom, ne izvajamo vsakodnevno. Na možnost vpliva učenja med meritvami gibanja CoP med stojo na eni nogi sklepajo tudi drugi avtorji (Gribble idr., 2007). Podobno kot pri meritvah posturalnega nadzora med sedenjem na nestabilni podlagi bi bilo potrebno v prihodnje ugotoviti morebitno potrebno število uvaljalnih ponovitev pred izvedbo testa posturalnega nadzora med stojo na eni nogi.

Opravljanje dela v sklonjenem položaju v nasprotju s hipotezo ni vplivalo na spremembe APA. Pričakovali smo zgodnejše APA pri žerjavistih kot kompenzacijo zmanjšane sposobnosti za doseganje največje hotene jakosti (Kanekar, Santos & Aruin, 2008; Strang, Choi & Berg, 2008; Strang & Berg, 2007). Predhodne študije so namreč pokazale, da so po utrujanju mišic iztegovalk trupa APA ob hitrem dvigu rok zgodnejše (Strang & Berg, 2007). Podobne prilagoditve so po utrujanju mišic spodnjih udov predhodno pokazali tudi Vuillerme, Nougier in Teasdale (2002). Raziskovalci sklepajo, da gre za funkcionalno prilagoditev, ki ob zmanjšani zmožnosti mišic za razvoj največje sile zagotavlja podoben impulz sile. V nasprotju s pričakovanji je bilo v naši študiji pri žerjavistih opaziti trend v smeri kasnejših APA vseh spremljanih mišic. Potrebno je upoštevati, da so bili učinki utrujanja pri žerjavistih v naši študiji mejno neznačilni in morda niso dosegli zadostne intenzitete, da bi vplivali na APA. Nadalje so Sánchez-Zuriaga in sodelavci (2010) proučevali spremembe živčno-mišičnega upravljanja po sklanjanju. Avtorji so zaključili, da so spremembe živčno-mišičnega nadzora po sklanjanju v večji meri povezane s spremembami pasivnih viskozno-elastičnih struktur hrbtenice in ne z utrujanjem. Skladno s temi zaključki avtorjev in rezultati našega laboratorijskega eksperimenta,

v katerem smo pokazali učinkovito kompenzacijo morebitnega utrujanja preko mehanizma povečanja bazične aktivnosti mišic po sklanjanju, lahko sklepamo na povečanje bazične mišične aktivnosti. S povečano kokontrakcijo se poveča togost trupa, s čimer bi lahko razložili trend kasnejših APA po sklanjanju pri žerjavistih.

Slednje nadalje podpirajo rezultati meritev PRR, ki so skladno s hipotezo pokazali trend daljših latenc mišice MF po delu pri žerjavistih in krajših latenc pri kontrolni skupini. Nasprotujoče spremembe pri žerjavistih in kontrolni skupini smo potrdili z značilnim interakcijskim učinkom. Trend podaljšanja latenc po sklanjanju je skladen z ugotovitvami Sánchez-Zuriaga in sodelavcev (2010), ki so po uri podprtega kontinuiranega predklona (do 70 % največjega predklona) pokazali podaljšane latence refleksnih odzivov iztegovalk trupa. Avtorji so zaključili, da utrujanje najverjetneje nima vpliva na latence refleksnih odzivov ali pa so le-te zelo kratkotrajne. Nasprotno je dalj časa trajajoče podprto sklanjanje povzročilo deformacijo pasivnih viskozno-elastičnih struktur brez utrujanja. Po podprtem sklanjanju so pokazali v povprečju kar 60-odstotno podaljšanje latenc refleksnih odzivov. Latence v omenjeni študiji so bile sicer nekoliko krajše (62 do 70 ms na nivoju L3 pred sklanjanjem) kot v naši študiji (109 do 113 ms na nivoju L5 pred sklanjanjem). Razlike med študijama so v večji meri verjetno posledica razlik v metodologiji aplikacije mehanskih motenj. V njihovi študiji so preiskovanci sloneli na pasivni opori v rahlo sklonjenem položaju, ki je v določenem trenutku popustila. Pri tem je mehanska motnja delovala neposredno na trup v nekoliko sklonjenem položaju. V naši študiji smo breme aplicirali preko rok s pokrčenimi komolci, kar zahteva refleksno aktivacijo mišic upogibalk komolca za prenos sile na trup. Rezultati naših meritev so podobni kot v študijah, v katerih so uporabili nenadno obremenitev preko rok (Gregory, Brown & Callaghan, 2008), in podobni kot v naši predhodni študiji, v kateri smo pokazali ponovljivost tukaj uporabljene metode za spremljanje PRR (Voglar & Sarabon, 2014).

Možen razlog za daljše latence refleksnih odzivov je zmanjšanje občutljivosti mehanoreceptorjev na mehansko draženje, na kar sklepajo tudi Sánchez-Zuriaga in sodelavci (2010) po 1 uro trajajočem podprtem sklanjanju. Nasprotno Bazrgari in sodelavci (2011) niso pokazali sprememb latenc PRR po 10 minut trajajočem maksimalnem predklonu kljub večjemu povečanju obsega giba, ki nakazuje večje deformacije pasivnih viskozno-elastičnih struktur. Drug možen razlog za podaljšanje latenc PRR mišice MF pri žerjavistih je povečanje pasivne togosti preko povečanja bazične aktivnosti in posledično povečane koaktivacije mišic trupa. Različne študije so namreč pokazale da različne predobremenitve preko povečane mišične aktivacije

povzročijo povečanje togosti trupa (Granata idr., 2004; Stokes, Gardner-Morse, Henry & Badger, 2000; Vera-Garcia idr., 2006). S povečanjem aktivacije se namreč poveča togost mišic, ki doprinese k intrinzični togosti. Dodatno se s koaktivacijo povečajo kompresijske sile, ki neposredno povečajo togost trupa (Cholewicki, Simons & Radebold, 2000). Tudi v našem laboratorijskem eksperimentu smo pokazali povečanje mišične aktivacije in togosti trupa po 1 uri simuliranja dela žerjavista. Tukaj opažene spremembe PR iztegovalk trupa po dalj časa trajajočem sklanjanju nakazujejo verjetno povečanje togosti trupa pri žerjavistih po delu.

V nasprotju s hipotezo so bile pri žerjavistih latence mišice OI po delu krajše. Po delu se je pri njih pokazal trend podaljšanja latenc PR mišice MF in značilno zgodnejša aktivacija mišice OI, kar v kombinaciji izkazuje kokontrakcijski vzorec aktivacije po delu. Aktivacija mišic upogibalk in iztegovalk je pred delom pri obeh skupinah izkazovala recipročni vzorec aktivacije, ki velja kot učinkovitejši pri zoperstavljanju mehanskim motnjam v primerjavi s koaktivacijskim vzorcem aktivacije (Asaka, Wang, Fukushima & Latash, 2008). Sprememba v smeri večje koaktivacije je primerljiva s spremembami, opaženimi pri osebah z BSH, in spremembami, povezanimi z utrujanjem (Grondin & Potvin, 2009).

6.3 Spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa po sklanjanju z in brez zunanje opore

Cilj študije, v kateri smo simulirali delo žerjavista v laboratorijskem okolju, je bil v standardiziranih pogojih potrditi nekatere nakazane spremembe, opažene v realnem delovnem okolju, in dodatno ugotoviti, ali so spremembe SMFT manjše, kadar osebam omogočimo pasivno zunanjo oporo za zgornji del trupa. Ideja izhaja iz oprta, ki je žerjavistom na voljo na žerjavu, vendar ga večina ne uporablja. Hkrati smo želeli odgovoriti na bolj bazično vprašanje, in sicer ali se spremembe SMFT razlikujejo, kadar so vezi primerljivo raztegnjene, ob čemer so mišice različno obremenjene. Skladno s hipotezo so se gibljivost hrbtenice, mišična aktivacija ob delovanju sile 60 N v smeri naprej in refleksni doprinos povečali po obeh, PS in NPS. Pri tem je bilo povečanje po NPS značilno večje. Podajnost trupa se je po sklanjanju presenetljivo zmanjšala, kar je v nasprotju s hipotezo in nakazuje povečanje upora zunanjim motnjam po sklanjanju. Opažena sprememba je bila statistično značilna le po NPS.

6.3.1 Deformacija pasivnih tkiv

Oba eksperimentalna pogoja sklanjanja, ki smo ju uporabili v študiji, sta povzročila viskozno-elastične spremembe tkiv, ki so se odražale v povečanju obsega ledvenega upogiba s statistično značilno večjim učinkom NPS. Skladno s predhodnimi študijami so imele ženske statistično značilno manj gibljivo ledveno hrbtenico v smeri upogiba (Hoffman, Johnson, Zou & Van Dillen, 2012; Manire idr., 2010). Kljub temu ni bilo pričakovati, da bi prisotne razlike v obsegu gibljivosti vplivale na obremenitve hrbtenice, saj je eksperimentalni položaj zahteval 80 % upogiba ledvene hrbtenice in 35 ° nagiba na nivoju TH 12, kar so preiskovanci dosegli s prilagajanjem nagiba medenice. Po NPS se je gibljivost podobno povečala tako pri ženskah kot pri moških. Nasprotno se je gibljivost v smeri ledvenega upogiba po PS značilno povečala le pri ženskah. Razlogi za značilno povečanje po PS pri ženskah niso jasni in morda izvirajo iz manjšega obsega upogiba trupa pri ženskah.

Obseg gibljivosti v smeri upogiba smo izmerili na podoben način kot Sánchez-Zuriaga in sodelavci (2010), vendar je bilo povečanje gibljivosti po PS manjše, kot so ga poročali v njihovi študiji po 1 uri kontinuiranega ohranjanja sklonjenega položaja, z upogibom ledvenega dela okoli 70 % največje gibljivosti. Povečanje gibljivosti po PS v naši študiji je bilo podobno povečanju po 100 dvigih 10 kg bremena iz globokega predklona (Dolan & Adams, 1998). Povečanje gibljivosti po NPS je bilo podobno kot po 1 uri kontinuiranega sklonjenega položaja. Izsledki so v skladu s predhodnimi ugotovitvami, da je deformacija viskozno-elastičnih tkiv večja, kadar so le-ta izpostavljena kontinuiranemu obremenjevanju, in manjša, kadar je obremenjevanje prekinjajoče (Adams & Dolan, 1996).

Upoštevajoč dejstvo, da so bile vezi v obeh eksperimentalnih pogojih podobno obremenjene, je večje povečanje gibljivosti ledvene hrbtenice v smeri upogiba po NPS posledica deformacije drugih ledvenih struktur. Dolan in Adams (1998) poročata, da se deformacija in sprostitvev napetosti zgodita hitreje v vezeh in šele kasneje v medvretenčnih ploščicah. Dodatno sta pokazala, da se ob aksialni obremenitvi višina medvretenčne ploščice zmanjša, kar se odraža v zmanjšani togosti in povečani gibljivosti gibljivega segmenta (Adams & Dolan, 1996). V naši študiji predstavljajo možen razlog za večje povečanje gibljivosti po NPS večje kompresijske sile, povezane z aktivnim vzdrževanjem položaja, ki povzročajo večje spremembe višine medvretenčne ploščice. Na drugi strani obstajajo tudi drugi možni mehanizmi, kot je na primer sprememba elastičnih lastnosti mišic. Ponavljajoče izometrične kontrakcije med NPS lahko povzročajo podobne spremembe elastičnih lastnosti mišic kot pasivno

raztezanje (Medeiros, Smidt, Burmeister & Soderberg, 1977; Taylor, Brooks & Ryan, 1997). Podaljšanje pasivnih elementov mišic lahko prispeva k povečanju gibljivosti hrbtenice v smeri upogiba, saj mišice kljub odsotnosti aktivacije doprinesejo pomemben delež sil v končnem obsegu predklona (McGill & Kippers, 1994). V trenutni študiji ne moremo izpostaviti strukture, odgovorne za izrazitejše povečanje obsega upogiba ledvene hrbtenice po NPS. Kljub temu rezultati ob vezeh, ki se deformirajo in dovolijo večji obseg upogiba, izpostavljajo pomemben doprinos drugih struktur.

6.3.2 Mišična aktivnost

Mišice iztegovalke trupa so bile značilno bolj aktivne ob vzdrževanju sklonjenega položaja med pogojem NPS. Pri tem pogoju je bilo opaziti tudi trend povečevanja mišične aktivacije s ponovitvami. Skladno s tem se je mišična aktivacija ob delovanju sile 60 N značilno bolj povečala po pogoju NPS. Nekateri avtorji predlagajo, da je eden možnih mehanizmov, odgovornih za povečanje mišične aktivnosti po sklanjanju, preko zmanjšanja intrinzične togosti, ki je posledica deformacije visko-elastičnih struktur (Olson, Li & Solomonow, 2004; Shin & D'Souza, 2010). Mehanizem bi bil lahko odgovoren za opažen trend povečevanja mišične aktivnosti med sklonjenim položajem, saj je napetost pasivnih struktur večja. Nasprotno deformacija visko-elastičnih struktur nima pomembnega učinka na mišično aktivacijo med aplikacijo sil v nevtralnem položaju hrbtenice (Dolan & Adams, 1998; Panjabi, 1992b). Sklepanje dodatno podpirajo rezultati študije, v kateri so raziskovalci upogib ledvene hrbtenice dosegli z naklonom spodnjega dela telesa ter se tako izognili razlikam v navoru med vzdrževanjem ledvenega upogiba. V omenjeni študiji so Hendershot in sodelavci (2011) pokazali, da se ob delovanju podobne sile kot v naši študiji mišična aktivnost v nevtralnem položaju kljub spremembam v intrinzični togosti ni spremenila. Eden od možnih razlogov za povečanje mišične aktivnosti v naši študiji je mišična utrujenost, saj dolgotrajne zelo nizke obremenitve (5 % MVC) lahko povzročijo mišično utrujanje (van Dieën idr., 2009). Povečanje aktivacije, ki smo ga opazili v naši študiji, je eden prvih mehanizmov, odgovornih za kompenziranje zmanjšane sposobnosti za produkcijo sile (Florian Monjo & Forestier, 2014). Kot kazalec mišične utrujenosti smo spremljali tudi mediano frekvenco (Enoka, 2012), ki se v nasprotju s pričakovanji ni značilno zmanjšala. Podobno so Howarth in sodelavci (2013) v študiji, v kateri so preiskovanci izvajali ponovljene predklone, ugotovili utrujanje iztegovalk trupa, ki se je pokazalo kot 7,3-odstotna

zmanjšana sposobnost dosega največje hotene izometrične sile. Čeprav se je tudi v njihovi študiji med izvedbo Biering-Sorensenovega testa nakazalo znižanje mediane frekvence, le-ta ni dosegla statistične značilnosti. Avtorji sklepajo, da je aktivnost mišic med izvedbo testa morda prenizka, da bi se pokazale razlike v mediani frekvenci. Tudi v naši študiji so se preiskovanci med izvedbo testa upirali nizki konstantni sili 60 N, kar bi lahko bil razlog za odsotnost značilnih razlik v mediani frekvenci. Na prisotnost utrujanja v naši študiji kaže tudi subjektivno poročano neugodje. Sjøgaard, Kiens, Jørgensen in Saltin (1986) poročajo, da se je po enournem vzdrževanju 5 % MVC iztegovalk kolena subjektivno poročan napor povečal z 1,9 (ranga 1–3) na 4,5 (ranga 2–8) po Borgovi lestvici. V naši študiji napora nismo sistematično spremljali, vendar so preiskovanci pogosto poročali o občutku utrujenega hrbta in zmernega nelagodja med NPS, ne pa med PS.

6.3.3 Živčno-mišični nadzor

Osrednji cilj študije je bil oceniti vpliv sklanjanja na stabilizacijske funkcije mišic in pasivnih struktur trupa med kontinuiranimi mehanskimi motnjami. Ena ura ponavljajočega sklanjanja je povzročila zmanjšano podajnost (povečan upor motnjam), kar je potrdil značilen dejavnik časa. Natančneje se je podajnost značilno zmanjšala 5,8 do 13,9 % po NPS, neznačilno pa za 7,7 do 12,9 % po PS, in sicer v odvisnosti od frekvence mehanskih motenj. Podajnost pri nižjih frekvencah (< 1 Hz), ki smo jih spremljali v naši študiji, je odvisna predvsem od intrinzične togosti, ki vključuje intrinzično togost pasivnih viskozno-elastičnih tkiv in mišično togost, povezano z bazično mišično aktivnostjo (van Drunen idr., 2013). Povečanje ene od njiju ali obeh doprinese k zmanjšanju podajnosti, ki se odraža kot povečan upor mehanskim motnjam.

V nasprotju s hipotezo so preiskovanci učinkovito kompenzirali utrujenost, kar se je odražalo v zmanjšani podajnosti. Pričakovali smo povečanje mišične aktivacije ob delovanju konstantne sile (60 N) in povečanje refleksnega doprinosa z namenom kompenziranja zmanjšane sposobnosti proizvodnje sile zaradi utrujanja, vendar zmanjšane podajnosti ob kombiniranem učinku nismo pričakovali. Rezultati podpirajo trditev, da centralni živčni sistem učinkovito prilagodi bazično mišično aktivnost v primeru utrujanja (Grondin & Potvin, 2009). Številni avtorji so namreč pokazali, da utrujanje mišic hrbta ob delovanju enake sile povzroči povečano aktivacijo agonističnih mišic in tudi povečano aktivacijo antagonističnih mišic, kar nakazuje na

povečano koaktivacijo (Granata, Orishimo & Sanford, 2001; Grondin & Potvin, 2009). Povečanje koaktivacije je verjetno prispevalo k zmanjšani podajnosti trupa ob delovanju mehanskih motenj tudi v tej študiji, čeprav tega ne moremo z gotovostjo potrditi, saj tu nismo spremljali aktivacije abdominalnih mišic. Sklepanje dodatno podpirajo rezultati naše študije v realnem delovnem okolju, v kateri smo pri žerjavistih opazili bolj koaktivacijski vzorec aktivacije po delovniku.

Skladno s hipotezo se je refleksni prirast povečal po sklanjanju z značilno večjim povečanjem po NPS. Obstajajo številni možni razlogi za povečanje refleksnih odzivov. Povečani refleksni odzivi imajo morda kompenzatorno funkcijo zaradi zmanjšane intrinzične togosti pasivnih viskozno-elastičnih tkiv (Hendershot idr., 2011; Muslim idr., 2013; Sánchez-Zuriaga idr., 2010). Izrazitejše povečanje refleksnih odzivov po NPS je lahko povezano tudi z mišičnim utrujanjem in posledično zmanjšano sposobnostjo proizvajanja sile (Herrmann idr., 2006), kar lahko pričakujemo le po pogoju NPS. Nenazadnje je lahko povečan refleksni doprinos posledica povečane vzdražnosti mehanoreceptorjev v pasivnih viskozno-elastičnih strukturah, kot je bilo pokazano na živalskem modelu neposredno po dalj časa trajajočem obremenjevanju (Sbriccoli idr., 2007).

Redke študije, ki hkrati ocenjujejo vpliv upogiba trupa na intrinzične lastnosti in refleksni doprinos k zagotavljanju stabilnosti trupa, sistematično poročajo o povečanju refleksnega prirasta in zmanjšanju intrinzične togosti po sklanjanju s konstantno obremenitvijo pasivnih struktur (creep deformation) (Bazrgari idr., 2011) in po obremenjevanju v konstantnem položaju (load relaxation) (Hendershot idr., 2011). Študija po dalj časa trajajočem prekinjajočem maksimalnem sklanjanju je pokazala celo hkratno zmanjšanje intrinzične togosti in refleksnega prirasta (Muslim idr., 2013). Nasprotno se je v naši študiji togost po sklanjanju povečala po obeh pogojih, vendar je potrebno poudariti, da pri nas prirast podajnosti poleg intrinzične togosti vključuje tudi refleksni doprinos. Druga pomembna razlika med predhodnimi in našo študijo je v trajanju izpostavljenosti, ki je bilo v primerjavi s predhodnimi študijami občutno daljše. Slednje nakazuje, da so spremembe v odvisnosti od trajanja izpostavljenosti morda dvofazne. To možnost so predlagali tudi Parkinson, Beach in Callaghan (2004), ki so pokazali trend zmanjšane pasivne togosti po 30-minutnem cikličnem dviganju in nasprotni trend po naslednjih dveh 30-minutnih ciklih dviganja. Glavna omejitev te študije je osredotočanje na spremembe togosti pasivnih struktur, in ne upoštevanje manjših povečanj mišične aktivacije. EMG mišic so v študiji sicer spremljali, a le z namenom izključitve ponovitev, v katerih se je aktivacija povečala za več kot 5 % MVC. Upoštevajoč izsledke naše in predhodnih

študij ima že relativno majhno povečanje mišične aktivnosti lahko pomemben vpliv na intrinzično togost (McGill, 2001). Razlog za nakazano povečanje togosti po daljšem času trajajočem dviganju je lahko v povečanju mišične aktivacije, ki je najverjetneje vsaj delno posledica povečane vzdražnosti perifernih receptorjev.

Povečanje mišične aktivnosti ledvenih iztegovalk je bilo večkrat pokazano med obdobjem počitka, tipično 2 do 3 ure po obremenjevanju vezi hrbtenice pri živalskih modelih. Avtorji povečano vzdražnost pripisujejo prisotnosti akutnega vnetnega odziva zaradi mikropoškodb vezi, kar so potrdili z značilnim povečanjem vnetnih faktorjev v krvi (Solomonow idr., 2003; Solomonow, 2012). Model razvoja bolečine po obremenjevanju hrbta, ki ga predlaga Solomonow (2012), predvideva različne spremembe, kadar so I.) lažje obremenitve, po katerih vzdražnost ne preseže stopnje vzdražnosti pred obremenjevanjem, in II.) težje obremenitve, po katerih se nekaj ur po obremenitvi vzdražnost poveča nad nivo pred obremenitvijo. Avtorji so po obeh 20-minutnih obremenitvah poročali o kratkem prehodnem povečanju aktivnosti, ki pa ni preseglo vrednosti pred obremenjevanjem. Nasprotno so Sbriccoli in sodelavci (2007) po 60-minutnem obremenjevanju pokazali takojšnje povečanje vzdražnosti nad nivo, izmerjen pred obremenjevanjem. Avtorji so v tej študiji pokazali, da je kumulativne obremenitve hrbtenice mogoče preprečiti z odmori, ki so vsaj enako dolgi kot obdobje obremenjevanja, kadar le-to traja 30 minut ali manj. Nasprotno pa ob obremenjevanju, dolgem 60 minut, enako dolg odmor (60 minut) ni zadoščal za povrnitev normalne vzdražnosti. Zaključili so, da daljši čas trajajoče obremenitve najverjetneje presežejo določen prag mikropoškodb, kar sproži akutno vnetje (Sbriccoli idr., 2007). Ti izsledki nadalje podpirajo od trajanja in intenzivnosti obremenjevanja odvisne dvofazne spremembe togosti hrbtenice.

Povečana vzdražnost mišic zaradi akutnega vnetnega odziva je možen razlog tako za povečanje bazične mišične aktivnosti kot za povečanje refleksnih odzivov, opaženo po obeh pogojih sklanjanja. Čeprav so bile vezi podobno obremenjene v obeh pogojih, smo značilno zmanjšanje podajnosti pokazali le po pogoju NPS. Dodatno je potrebno upoštevati dejstvo, da so bile mehanske motnje aplicirane v pokončnem položaju, kar je povzročilo majhne premike hrbtenice znotraj nevtralne cone in posledično le malo sil na vezi (Panjabi, 1992b). Od tod lahko sklepamo, da je povečana vzdražnost izvirala iz drugih tkiv in ne iz vezi. Predhodne študije na živalih so večinoma sicer obremenjevale neposredno vezi hrbtenice in pokazale spremembe vzdražnosti (Sbriccoli idr., 2007; M. Solomonow idr., 2003; M Solomonow, 2012), vendar je, kot kažejo rezultati te študije, izvor povečane vzdražnosti lahko tudi v drugih pasivnih strukturah ali sami mišici.

6.4 Z delom povezane spremembe senzorično-motoričnih funkcij trupa pri aktivnih in neaktivnih preiskovancih z in brez bolečine v spodnjem delu hrbta

Namen te študije je bil ugotoviti, ali se spremembe SMFT po delu razlikujejo pri osebah, ki so športno-gibalno aktivne, in pri osebah, ki so neaktivne, ter ali so spremembe različne pri osebah z in brez BSH. Med skupinami v obsegu gibljivosti kolkov nismo zaznali pomembnih razlik. Osebe z BSH so izkazale zmanjšano gibljivost v smeri upogiba ledvene hrbtenice. Skladno s hipotezo so neaktivne osebe po končanem delovniku izkazale utrujenost, saj se je M_{max} po delu zmanjšal v smeri iztega in v smeri upogiba trupa, nasprotno pri aktivni skupini ni bilo značilnih sprememb. Podobno lahko sklepamo tudi iz rezultatov APA, ki so v primerjavi z aktivno skupino pokazali zgodnejšo predaktivacijo mišic ES in OE pri neaktivni skupini. Nasprotno je bil trend krajše predaktivacije po delu opaziti le pri osebah brez BSH, ki so izkazale tudi krajši čas predaktivacij mišice OI v primerjavi z osebami z BSH. Skladne s hipotezo so tudi krajše latence PR iztegovalk trupa pri aktivni skupini, medtem ko v nasprotju s pričakovanji BSH ni imela vpliva na latence PR. Pri neaktivni skupini je viden tudi kokontrakcijski vzorec aktivacije, ki je značilen ob večjih obremenitvah. Od tod lahko sklepamo, da je enako breme predstavljalo relativno večjo obremenitev za neaktivne preiskovance.

Prvotni cilj študije je bil ugotoviti, ali lahko z vadbeno intervencijo izboljšamo živčno-mišične funkcije trupa in potencialno zmanjšamo kvarne učinke dela v sklonjenem položaju. V ta namen smo med žerjavisti, vključenimi v prvi sklop meritev, naključno izbrali 16 oseb, od tega polovico z BSH ($VAS > 2$), in jih povabili k vadbeni intervenciji. Preiskovanci so med prvim sklopom meritev izrazili pripravljenost za sodelovanje pri vodeni vadbi. Vadba je potekala znotraj delovnega časa žerjavistov, ki so med običajnim delovnikom na žerjavu 2 cikla po 2 uri, z 2-urnim vmesnim premorom. Vadbo je med premorom vodil diplomirani fizioterapevt z izkušnjami na področju vodenja skupinske vadbe. Vadba je potekala dvakrat tedensko v prostorih Luke Koper in je sledila priporočilom, ki so jih posamezniki prejeli v sklopu poročil meritev prvega sklopa. Priporočila so bila individualizirana na osnovi rezultatov meritev in glede na vrsto dela, ki ga oseba opravlja. Čeprav je vadba potekala znotraj delovnika in so povabljeni izrazili pripravljenost udeležbe, se jo je uvodoma udeležilo le osem oseb. Ker se po ponovnem pozivu preostalim predvidenim udeležencem se

število ni povečalo, smo k vadbi povabili vse žerjaviste, ki so se udeležili meritev v prvem sklopu, a se število udeležencev kljub temu ni povečalo. Po 4-ih tednih je vadbo kljub opominjanju o pomembnosti rednih obiskov redno obiskovalo manj kot 5 preiskovancev. Odločili smo se, da intervencijo prekinemo. Učinke GŠA na SMFT smo tako preverili s prečno-presečno primerjavo oseb, ki so v vprašalniku navedle, da njihova GŠA presega 2 uri na teden in so med hobiji navedli vsaj eno vrsto športne rekreacije.

Izpostaviti je potrebno, da sta se aktivna in neaktivna skupina preiskovancev med seboj razlikovali v povprečni BSH, ki je bila pri neaktivnih osebah nekoliko višja. Iz opažene razlike seveda ne moremo neposredno sklepati, da imajo osebe, ki so neaktivne, višje tveganje za nastanek BSH, saj obstaja verjetnost, da sama prisotnost BSH omejuje GŠA. Pravila uporabe analize kovariance ne dovoljujejo uvedbe BSH kot kovariate zaradi značilnih razlik med skupinama. Preiskovance smo skladno s široko sprejeto mejo 20 mm na vizualni analogni lestvici (Hägg, Fritzell & Nordwall, 2003) nadalje razdelili na osebe z in brez klinično pomembne BSH ter prisotnost BSH vključili kot dodaten dejavnik. Bolečina je sama po sebi subjektivna zaznava, zato je taka razdelitev neločljivo povezana z določeno stopnjo tveganja. Na primer: nekdo lahko bolečino ocenjuje kot zelo blago, a le-ta že povzroča spremembe SMFT. Slednje bi lahko vplivalo predvsem na odsotnost nekaterih sicer pričakovanih razlik med osebami z in brez BSH. V ta namen smo dodatno izvedli analizo, v kateri smo uporabili strožji kriterij. V skupino brez BSH smo vključili le preiskovance, ki so stopnjo bolečine označili z 0, in v skupino z BSH preiskovance, ki so označili stopnjo bolečine z vsaj 3 ali več. Tudi takšna delitev ni pokazala pomembnih dodatnih razlik med skupinama in je nismo vključili med tukaj predstavljene podatke.

Ukvarjanje z GŠA ni pokazalo pomembnega vpliva na gibljivost hrbtenice in kolkov. Gibljivost ledvene hrbtenice se je po pričakovanjih po delovniku statistično značilno povečala, a je bilo v nasprotju s hipotezo povečanje gibljivosti ledvene hrbtenice neodvisno od ukvarjanja s športno aktivnostjo. Skladno z našimi rezultati je pričakovati povečanje gibljivosti znotraj dneva kot posledico cirkadiane variabilnosti (Manire, Kipp, Spencer & Swank, 2010). Podobno povečanje gibljivosti po delovniku bi pričakovali tudi pri meritvah gibljivosti kolkov (Manire idr., 2010), kar se v naši študiji – verjetno zaradi pretežno sedečega dela preiskovancev – ni pokazalo. Statistično značilna razlika med aktivno in neaktivno skupino se je pokazala le v gibljivosti kolkov v smeri notranje rotacije, vendar je bil faktor vpliva majhen.

Skladno s hipotezo so imeli preiskovanci z BSH manj gibljivo hrbtenico v smeri upogiba kot preiskovanci brez BSH. Zanimivo je, da so bile razlike med osebami z in brez BSH prisotne le pri aktivnih preiskovancih, medtem ko prisotnost bolečine pri neaktivnih preiskovancih ni imela učinka. Razlogi za opažene razlike so težko razložljivi, slaba gibljivost je morda le eden od razlogov za BSH pri aktivnih osebah. Na primer: pri tenisu, pri katerem so potrebni večji obsegi gibov, ima vadba gibljivosti pomembno preventivno vlogo (Kibler & Chandler, 2003) in lahko zmanjšana gibljivost torej prispeva k razvoju BSH. Johnson in Thomas (2010) sta pokazala, da je pri zdravih osebah gibljivost kolkov negativno povezana z obsegom giba v ledveni hrbtenici, izmerjenim med seganji proti nižje ležečemu cilju. Pozornost vzbuja dejstvo, da takih razlik ni bilo zaznati ne pri osebah z BSH niti pri osebah po prenehanju BSH. Razlike kažejo, da se pri osebah z BSH spremenijo gibalni vzorci. Podobno so Aimola in sodelavci (2011) pokazali, da imajo osebe z in brez BSH podobno gibljivost kolkov in hrbtenice, vendar se med seboj razlikujejo v deležu giba, izvedenega v kolikih in hrbtu. Pri osebah z BSH so v prvem delu predklona opazili večji delež giba, izvedenega v ledveni hrbtenici, in manjši v delež v kolikih. Slednje potrjuje pomen zavestnega vključevanja pridobljene gibljivosti v gibalne vzorce in potrebo po učenju varnejših gibalnih vzorcev s poudarkom na vključevanju gibanja medenice. Želeni obseg gibljivosti ledvenega dela hrbta je odvisen tudi od aktivnosti, s katero se preiskovanec ukvarja. V večini primerov se izogibamo prekomernemu povečevanju gibljivosti ledvene hrbtenice, saj lahko prekomerno gibljiva hrbtenica predstavlja dejavnik tveganja za BSH (Biering-Sorensen, 1984). Najpogosteje želimo doseči dobro gibljivost kolkov, prsnega dela hrbtenice in ramenskega obroča ter zmerno gibljivost ledvene hrbtenice.

Skladno s hipotezo se je M_{max} po delu zmanjšal le pri neaktivni skupini, kar kaže na utrujenost vanjo vključenih preiskovancev. Predhodne študije potrjujejo, da lahko že zelo nizka, a dalj časa trajajoča mišična aktivacija povzroči mišično utrujanje (van Dieën, Westebring-van der Putten, Kingma & de Looze, 2009), ki se odraža kot povečanje mišične aktivacije za doseganje želene sile in zmanjšanje največje sile (Enoka idr., 2011). Vzdržljivost hrbtnih mišic se je v znani prospektivni študiji izkazala kot pomemben dejavnik za preprečevanje prvega pojava BSH (Biering-Sørensen, 1984). Podobno so tudi novejšje študije pokazale, da se pri osebah z BSH značilno pogosteje pojavlja slabša vzdržljivost mišic iztegovalk trupa (Gruther idr., 2009; O'Sullivan, Mitchell, Bulich, Waller & Holte, 2006). Razlike so bile prisotne tudi v naši študiji, saj so preiskovanci z BSH izkazali značilno nižji M_{max} v smeri iztega in v smeri stranskega upogiba. V smeri upogiba je bila značilna interakcija aktivnost x BSH in post hoc primerjava je pokazala značilno nižje M_{max} pri osebah z BSH samo v

neaktivni skupini. Pogosto se sklepa, da so krajši časovni intervali ohranjanja mišične sile pri osebah z BSH povezani s prisotnostjo bolečine, vendar študija, ki je proučevala subjektivno oceno neugodja med testom vzdržljivosti, tega ni potrdila (Gruther idr., 2009). Sklepamo lahko, da slabša odpornost na utrujanje mišic iztegovalk trupa pri neaktivni skupini lahko poveča verjetnost za nastanek BSH. Kljub upadu M_{max} , ki je s precejšnjo gotovostjo posledica utrujanja, razlik v času vzdrževanja 60 % največje sile nismo opazili, kar je verjetno posledica že opisane omejitve izbrane metodologije za spremljanje mišičnega utrujanja.

Meritve APA so pokazale razlike med aktivno in neaktivno skupino, ki jih lahko v večji meri razložimo s prisotnostjo utrujanja pri neaktivni skupini. Čeprav je bilo pri neaktivni skupini opaziti trend zgodnejše predaktivacije vseh opazovanih mišic, se je statistično značilno zgodnejša predaktivacija izkazala le pri mišici OE. Pri slednji je bilo kljub odsotnosti razlik v M_{max} pri neaktivni populaciji že pred delom opaziti daljše časovne intervale APA. Iz opaženega lahko sklepamo na boljšo učinkovitost mišic trupa za zagotavljanje proksimalne stabilnosti ob izvedbi perifernih gibov pri aktivni skupini (Monjo & Forestier, 2014). APA večine spremljanih mišic nakazujejo trend kasnejše predaktivacije po delu pri aktivnih preiskovancih in nasprotni trend zgodnejše predaktivacije pri neaktivnih preiskovancih, a je bila interakcija značilna le pri mišici MF. Podoben trend je viden tudi ob primerjavi preiskovancev z in brez BSH s trendom kasnejše aktivacije, opaženim pri osebah brez BSH. Značilna interakcija delovnik x aktivnost x BSH je pokazala, da so bile po delu APA vseh preiskovancev kasnejše, razen pri neaktivnih osebah z BSH, ko so bile zgodnejše. Nekateri avtorji predvidevajo, da lahko kasnejše APA izpostavi hrbtenico večjim obremenitvam ob začetku giba in tako povečajo tveganje za nastanek poškodb (Hammill, Beazell & Hart, 2008), v našem primeru pa nasprotno najverjetneje izkazujejo funkcionalno prilagoditev, preko katere poskušajo preiskovanci z BSH preprečiti potencialno boleče premike hrbtenice. Študije, ki so proučevale spremembe aktivacije pri osebah z BSH, so najpogosteje pokazale kasnejšo predaktivacijo predvsem globokih mišic trupa (D'hooge idr., 2013; Hodges & Richardson, 1998) in ne površinskih, ki smo jih spremljali v naši študiji. Ob prisotnosti BSH pride namreč do sprememb motoričnega nadzora in izgube natančne selektivne aktivacije mišic, ki zagotavljajo stabilnost trupa (Tsao idr., 2011a). Sklepa se, da so prilagoditve motoričnega nadzora usmerjene v varovalno povečanje togosti trupa preko bolj generalne aktivacije mišic, ki preprečuje potencialno boleče premike (van Dieën, Cholewicki & Radebold, 2003). Podobne spremembe so bile opažene, ko so osebe kljub odsotnosti dejanske bolečine le pričakovale boleč dražljaj in vnaprej povečale bazično mišično aktivnost nekaterih mišic trupa (Moseley, Nicholas &

Hodges, 2004). Na APA sicer vpliva tudi hitrost in amplituda gibov (Bouisset, Richardson & Zattara, 2000), ki jih v naši študiji nismo izmerili, a je zelo malo verjetno, da bi neaktivna skupina izvajala gibe z večjo hitrostjo. Slednje velja še posebej po končanem delovniku, saj je bilo pri tej skupini preiskovancev zaznati utrujanje. Rezultati najverjetneje nakazujejo generalno tendenco izboljšanja učinkovitosti APA po delovniku, nasprotno pa neaktivni preiskovanci z BSH zaradi kombinacije utrujanja in varovanja hrbtenice takih sprememb ne izkazujejo.

Skladno s hipotezo je imela aktivnost statistično značilen učinek na latence PRR iztegovalk trupa. Neaktivna skupina je namreč izkazala statistično značilno kasnejše PRR mišic iztegovalk trupa. Aktivna in neaktivna populacija sta se razlikovali tudi po vzorcu aktivacije mišic med nenadno obremenitvijo. Pri aktivni populaciji lahko opazimo recipročno aktivacijo, pri kateri se najprej aktivirajo agonistične mišične skupine (iztegovalke trupa) in za tem antagonistične (upogibalke trupa) mišične skupine. Nasprotno lahko pri neaktivni populaciji opazimo kokontrakcijski vzorec s hkratno aktivacijo agonističnih in antagonističnih mišičnih skupin. Kokontrakcijski vzorci aktivacije se pojavljajo v pogojih zmanjšane stabilnosti ali ob večjih motnjah. Upoštevajoč, da so bili vsi preiskovanci med nenadno obremenitvijo izpostavljeni enakemu bremenu, lahko sklepamo, da je torej slednje predstavljalo relativno večjo motnjo pri neaktivni skupini. Večja predaktivacija trupa, dosežena s koaktivacijo mišic, povzroči kasnejše PR (Vera-Garcia idr., 2006). Avtorji sklepajo, da se tako poveča togost in zmanjša potreba po kompleksnem refleksnem odgovoru. Kokontrakcijski vzorec aktivacije je bil pokazan tudi pri osebah z BSH in je morda eden od vzrokov za nastanek BSH (van Dieën, Cholewicki & Radebold, 2003). Avtorji sklepajo, da lahko povečana mišična koaktivacija vodi v pojav mišične bolečine in vzpostavitev neugodnega cikla, v katerem bolečina poveča mišično aktivnost, ki povzroča bolečino. Nadalje je bil vzorec aktivacije z več kokontrakcije opažen tudi pri osebah s ponavljajočo BSH v obdobju, ko so bile brez bolečin. Sklepa se, da je tako spremenjen vzorec lahko tudi eden od razlogov za ponavljanje BSH (Jones, Henry, Raasch, Hitt & Bunn, 2012). V naši študiji nismo spremljali bazične aktivnosti in posledično ne moremo z gotovostjo trditi, da so neaktivni preiskovanci togost povečali preko povečane koaktivacije.

S študijo smo pokazali razlike med aktivno in neaktivno skupino v časovnih intervalih APA in latencah PR. Pokazali smo tudi, da običajen delovnik pri omenjenih skupinah različno vpliva na največji navor v smeri iztega in upogiba ter na spremembe PRR po delu. Ugotovljene spremembe živčno-mišičnih funkcij trupa, ki so bile bolj izražene pri neaktivni skupini preiskovancev, se pogosto povezujejo tudi s pojavom BSH.

Zaradi zasnova študije ne moremo ugotavljati vzročnosti in lahko le potrdimo povezavo med nižjo gibalno športno aktivnostjo in subjektivno stopnjo BSH. Iz rezultatov te študije in predhodnih študij lahko sklepamo, da lahko gibalna športna aktivnost izboljša fizične kapacitete in tako zmanjša negativne vplive delovnika na živčno-mišične funkcije trupa. Slednje smo želeli dokazati tudi z intervencijsko študijo, ki smo jo zaradi slabega vključevanja in sodelovanja preiskovancev prekinili. Tudi iz slednjega lahko izpeljemo pomembne zaključke. Ugotovimo lahko, da smo bili z utečenimi pristopi, ki so vključevali predstavitev posameznikovih rezultatov uvodnih meritev in pripravo individualiziranega vadbenega preventivnega plana z demonstracijo pravilne izvedbe v obliki delavnic, relativno neuspešni. Kažeta se torej tako potreba po novih motivacijskih pristopih kot tudi potreba po povečanju aktivnosti za osveščanje zaposlenih.

6.5 Zaključna razprava

Pred delovnikom razlik med žerjavisti in kontrolno skupino, ki bi nakazovale morebitne trajne spremembe SMFT pri žerjavistih, presenetljivo nismo opazili. S tem smo v celoti zavrnili hipotezo H1. Izvedene študije so potrdile nekatere predlagane spremembe SMFT po dalj časa trajajočem prekinjajočem sklanjanju, ki lahko povečajo tveganje za nastanek BSH. S tem smo delno potrdili hipotezo H2. Natančneje, ovrgli smo podhipotezo H2.1, saj ni bilo statistično značilnih razlik med skupinama v učinkih dela na gibljivost kolkov. Delno smo potrdili podhipotezo H2.2, in sicer se je skladno z njo gibljivost ledvene hrbtenice po delovniku pri obeh skupinah povečala, a v nasprotju s hipotezo nismo opazili razlik v povečanju med skupinama. Čeprav je opazen očiten trend zmanjšanja M_{max} v smeri iztega trupa pri žerjavistih po delu, so bile razlike mejno neznačilne in smo tako ovrgli podhipotezo H2.3. Ovrgli smo tudi podhipoteze H2.4, H2.5 in H2.6, saj v parametrih posturalnega nadzora in v časovnih parametrih APA ni bilo značilnih razlik med skupinama v času vzdrževanja 60 % M_{max} v smeri iztega trupa. Potrdili smo zadnjo podhipotezo v tem sklopu (H2.7), saj so se po delu latence PRR podaljšale samo pri žerjavistih.

Z vidika preventivnega delovanja za zmanjševanje kvarnih učinkov dela v sklonjenem položaju smo v celoti potrdili hipotezo H3, saj so bile vse spremembe SMFT po sklanjanju manjše, kadar je bila med sklanjanjem uporabljena pasivna opora za zgornji del trupa. V celoti smo potrdili podhipotezi H3.1 in H3.2, saj sta se gibljivost ledvene hrbtenice v smeri upogiba ter bazična mišična aktivacija povečali po obeh

pogojih z značilno izrazitejšim povečanjem po nepodprtem sklanjanju. V nasprotju s podhipotezo H3.4 smo opazili spremembe v smeri zmanjšanja podajnosti trupa, ki so bile značilne le po pogoju NPS. V tem sklopu smo potrdili tudi zadnjo podhipotezo H3.5, in sicer se je refleksna aktivacija povečala bolj po pogoju NPS kot po pogoju PS. Delno smo potrdili tudi zadnjo hipotezo H4. Natančneje, ovrgli smo podhipotezo H4.1, saj GŠA ni imela značilnega vpliva na spremembe gibljivosti kolkov ali hrbtenice po delu. Delno smo potrdili podhipotezo H4.2, in sicer v nasprotju s pričakovanji ni bilo razlik med aktivnimi in neaktivnimi preiskovanci v največji jakosti pred delom. Skladno s pričakovanji smo opazili statistično značilen upad največje jakosti v smeri iztega in v smeri upogiba trupa le pri neaktivnih preiskovancih. V nasprotju s podhipotezo H4.3 nismo opazili značilnih razlik med aktivnimi in neaktivnimi preiskovanci v času vzdrževanja 60 % največje hotene sile. Potrdili smo podhipotezo H4.4, saj so nekateri parametri posturalnega nadzora pokazali statistično značilno večje izboljšanje po delu pri aktivnih preiskovancih v primerjavi z neaktivnimi. Povsem v nasprotju s pričakovanji so rezultati APA. Ti so v nasprotju s podhipotezo 4.5. pokazali krajše časovne intervale predaktivacije nekaterih mišic trupa. Delno smo potrdili še zadnjo podhipotezo (H4.6), saj so aktivni preiskovanci izkazali statistično značilno krajše PR, a se v nasprotju s podhipotezo razlike med skupinama po delu niso dodatno povečale.

Odsotnost razlik med upravljavci dvigal in kontrolno skupino na meritvah pred pričetkom dela morda nakazuje učinkovite prilagoditve struktur, ki so vsakodnevno izpostavljene povečanim obremenitvam spodnjega dela hrbta. Tudi nekateri rezultati meritev sprememb senzorično-motoričnih sposobnosti po delovniku dodatno potrjujejo možnost učinkovitih prilagoditev na fizično zahtevne delovne obremenitve upravljavcev dvigal. Delo žerjavista je v podjetju sprejeto kot zahtevno in obstaja učinek selekcije, saj je za opravljanje tega dela zahtevana dobra psiho-fizična pripravljenost. Druga možnost, ki jo je potrebno upoštevati pri interpretaciji teh rezultatov, je učinek "zdravega delavca", saj so zaposleni z dalj časa trajajočimi težavami premeščeni na delovna mesta z manjšimi fizičnimi obremenitvami (Heneweer idr., 2011; Hoogendoorn idr., 1999).

Žerjavisti in kontrolna skupina opravljajo pretežno sedeče delo. Slednje je verjeten razlog tako za odsotnost pričakovanega cirkadianega povečanja gibljivosti kolkov po delu kakor tudi za odsotnost razlik v gibljivosti kolkov med skupinama. Opažena večja gibljivost kolkov v smeri zunanje rotacije pri žerjavistih je verjetno povezana z nagibanjem medenice naprej med sklanjanjem. Tudi v tem primeru gre pri žerjavistih verjetno za funkcionalno prilagoditev, ki omogoča večji delež izvedbe sklanjanja z

izvedbo nagiba medenice naprej. V preteklih študijah se je izkazalo, da osebe brez BSH v prvem delu predklona izvedejo manjši delež z upogibom hrbtenice in večji z nagibom medenice kot osebe brez BSH (Johnson & Thomas, 2010). Za nagib medenice naprej je potrebna tudi zadostna gibljivost kolkov v smeri upogiba, vendar elastičnost mišic iztegovalk kolka najverjetneje ne predstavlja omejitvenega dejavnika. Upravljalci dvigal se namreč sklanjajo v sedečem položaju s pokrčenimi koleno in dvosklepne mišice posledično niso v raztegnjenem položaju. V študijah nismo opazili sprememb gibljivosti kolkov, ki bi kazale na prilagoditve, povezane z delom.

Rezultati meritev po delu so pokazali pričakovano povečanje gibljivosti v smeri upogiba trupa pri obeh skupinah, kar je posledica delovanja kompresijskih sil na medvretenčne ploščice in s tem povezanega iztiska vode iz njih (Adams & Dolan, 1996). Povečanje obsega gibljivosti hrbtenice je v študijah sprejet kazalnik deformacije pasivnih viskozno-elastičnih tkiv (Bazrgari idr., 2011; Muslim idr., 2013; Sánchez-Zuriaga idr., 2010). V študiji, izvedeni v realnem delovnem okolju po delu, nismo opazili razlik v povečanju gibljivosti hrbtenice med žerjavisti in kontrolno skupino, čeprav med sedečim sklanjanjem na medvretenčne ploščice delujejo večje sile kot med sedenjem na pisarniškem stolu (Wilke idr., 1999). Nasprotno smo v kontroliranih laboratorijskih pogojih pokazali povečanje gibljivosti po nepodprtem in tudi po podprtem sklanjanju. Ena od pomembnih razlik med študijama je standardizacija upogiba spodnjega dela hrbta v laboratorijskih pogojih in odsotnost le-te v realnem delovnem okolju. Z odsotnostjo standardizacije položajev se povečata variabilnost obsega upogiba hrbtenice in trajanje cikla obremenitve in razbremenitve. V delovnem okolju se dogaja, da mora žerjavist počakati na dostavo ali prevzem tovora in lahko v vmesnem času nekaj minut sedi naslonjen. Na delovnem mestu je žerjavistu na voljo hrbtno naslonjalo, ki lahko zmanjša obremenitve na spodnji del hrbta med sedenjem (Makhsous, Lin, Hendrix, Hepler & Zhang, 2003). V tem času se verjetno zgodi delna povrnitev intrinzične togosti. Nasprotno so preiskovanci v laboratorijski študiji, v kateri smo pokazali povečanje gibljivosti po sklanjanju, med cikli sklanjanja pokončno sedeli brez podpore. Razlog za odsotnost razlik med žerjavisti in kontrolno skupino je lahko tudi sključeno sedenje med delom pri kontrolni skupini. Predhodne študije so pokazale, da pisarniški delavci sedijo sključeno več kot 30 % delovnega časa (Mörl & Bradl, 2013). Med sključenim sedenjem se lahko upogib ledvene hrbtenice približa 80 % doseženega upogiba hrbtenice med stoječim predklonom in se ob pridruženem premiku težišča naprej občutno poveča navor, ki deluje na ledveno hrbtenico (Callaghan & Dunk, 2002). Ne glede na razlike med skupinama moramo spremembe v obsegu gibljivosti hrbtenice

v smeri upogiba obravnavati v kontekstu ostalih sprememb SMFT. Upoštevajoč izsledke laboratorijskega eksperimenta lahko sklepamo, da je uporaba pasivne podpore za zgornji del trupa učinkovita za zmanjšanje deformacije pasivnih viskozno-elastičnih tkiv, povezanih s sklanjanjem.

Pogosto se kot dejavnik tveganja za razvoj BSH izkazuje slaba vzdržljivost mišic iztegovalk trupa (Biering-Sørensen, 1984; Gruther idr., 2009; O'Sullivan, Mitchell, Bulich, Waller & Holte, 2006). Po delovniku se je pri žerjavistih pokazal trend upada največjega hotenega navora, predvsem v smeri iztega trupa. Slednje nakazuje na verjetno utrujanje, vendar sta tako dejavnik delovnik kot interakcijski učinek delo x delovnik ostala mejno neznačilna, zato utrujanja ne moremo z gotovostjo potrditi. Drug razlog za nakazano zmanjšanje navorov po delovniku pri žerjavistih je lahko povezan s samim sklanjanjem in pridruženimi spremembami podajnosti pasivnih tkiv. Olson (2011) je pokazal, da se največji navor v smeri iztega zmanjša po 10 minut trajajočem cikličnem sklanjanju. V omenjeni študiji so sklanjanje izvajali pasivno s pomočjo izokinetične naprave in pokazali upad največjega navora. Zaključili so, da ponavljajoče sklanjanje povzroči mehanske in senzorično-motorične spremembe tudi v odsotnosti utrujanja. Pri žerjavistih bi pričakovali upad največjega navora kot posledico kombiniranega učinka utrujanja in povečane podajnosti tkiv, kar se v naši študiji ni potrdilo.

Trend upada največjega navora v smeri iztega trupa je verjetno tudi glavni razlog za odsotnost razlik v času vzdrževanja 60 % največjega dosežene sile v smeri iztega trupa. Druga možnost je učinkovita prilagoditev preiskovancev na vsakodnevne povečane obremenitve aktivnega podsistema. Učinki utrujanja se lahko zmanjšajo tudi z uvedbo preventivnih ukrepov. V laboratorijskem eksperimentu so preiskovanci po podprtem sklanjanju pokazali manjše povečanje mišične aktivacije kot po nepodprtem sklanjanju. V študiji smo zaključili, da je večje povečanje aktivnosti najverjetneje v večji meri posledica utrujanja. Nadalje smo v študiji učinkov delovnika pri aktivnih in neaktivnih preiskovancih pokazali značilen upad največjega navora v smeri iztega in stranskega upogiba samo pri neaktivnih preiskovancih, kar dodatno potrjuje domnevo, da je upad največjega navora posledica utrujanja. Zaključimo lahko, da redna GŠA izboljša vzdržljivost preiskovancev, kar se odraža kot zmanjšan upad največjega navora po delovniku. Pri osebah, ki opravljajo delo v sklonjenem položaju, lahko utrujanje zmanjšamo tudi z uvedbo pasivne podpore za zgornji del trupa.

Gibanje CoP nakazuje izboljšanje ravnotežja po končanem delovniku pri obeh skupinah preiskovancev, kar je v nasprotju s pričakovanji. V predhodnih študijah sta tako zmanjšanje intrinzične togosti, povezano s sklanjanem (Hendershot idr., 2013), kot upad največje hotene sile zaradi utrujanja (za pregled glej: Paillard, 2012) povzročila spremembe posturalnega nadzora. Hendershot in sodelavci (2013) so pokazali, da sklanjanje brez pridruženega utrujanja povzroči povečanje hitrosti gibanja CoP in RMS-razdalje gibanja CoP med sedenjem na nestabilni podlagi. Velikost sprememb je bila odvisna od trajanja sklanjanja, vendar so bile spremembe kratkotrajne in so izzvenele v manj kot 10 minutah po najdaljšem kontinuiranem sklanjanju, ki je trajalo 10 minut. Iz rezultatov naše laboratorijske študije lahko zaključimo, da 1 ura ponavljajočega sklanjanja (ciklično obremenjevanje pasivnih viskozno-elastičnih tkiv s konstantno stopnjo deformacije) ne povzroči poslabšanja CoP, ki bi trajalo več kot 10 minut. Morda so bile po 1 uri sklanjanja prisotne kratkotrajne spremembe gibanja CoP, ki jih nismo zaznali, saj smo po sklanjanju najprej izvedli perturbacijske meritve. Zaključimo lahko, da deformacija pasivnih viskozno-elastičnih tkiv ne povzroči sprememb posturalnega nadzora, ki bi trajale več kot 10 minut. Tudi če so spremembe kratkotrajno prisotne, je klinični pomen takih sprememb zaradi hitre povrnitve funkcije vprašljiv.

Nasprotno izkaže utrujanje dalj časa trajajoč učinek, in sicer so različne študije poročale o trajanju sprememb od 15 in tudi do več kot 75 minut po utrujanju (Paillard, 2012). Trajanje sprememb gibanja CoP je odvisno od stopnje upada največje hotene sile in ob enakem zmanjšanju največje hotene sile tudi od trajanja izpostavljenosti utrujanju. Večina študij je sicer spremljala spremembe CoP po utrujanju spodnjih udov, vendar so bile podobne spremembe pokazane tudi po splošnem utrujanju na veslaškem ergometru, ki vključuje tudi hrbtne mišice (Springer & Pincivero, 2009). Paillard (2012) je v pregledni študiji poročal o spremembah CoP po utrujanju, ki je povzročilo vsaj 30-odstotni upad največje hotene sile. V naši študiji je bil izmerjen povprečni upad največjega navora pri žerjavistih le nekaj več kot 10 %. Manjši upad največjega navora je možen razlog za odsotnost poslabšanja CoP žerjavistov po delu. V naši študiji smo po delu pri obeh skupinah opazili zmanjšanje največje razdalje, hitrosti in površine gibanja CoP ter povečanje frekvence sprememb smeri gibanja, ki jih večina avtorjev opredeljuje kot izboljšanje posturalnega nadzora (Gribble idr., 2007; Radebold idr., 2001; van Dieën idr., 2010). Podobne izsledke so po končanem delu pisarniških delavcev opisali Völker, Kirchner, Bock in Wascher (2015), ki so spremembe nasprotno interpretirali kot pokazatelj utrujanja. Utemeljili so, da je zaradi utrujanja po delu posturalni nadzor morda bolj striktno reguliran, in sicer brez prehajanj v bližino meja stabilnosti. Tem zaključkom

vsaj delno nasprotujejo izsledki naše študije, saj je značilni interakcijski učinek pokazal bolj izrazito zmanjšanje površine gibanja CoP pri aktivnih preiskovancih, ki v nasprotju z neaktivnimi niso izkazali upada največjega navora po delu. Možen razlog za popoldansko izboljšanje parametrov gibanja CoP med stoji na eni nogi je dejavnik učenja (Gribble idr., 2007), vendar so bile po delovniku podobne spremembe pokazane med paralelno stoji, ki je človeku naravna, in ne gre za pričakovane učinke učenja (Völker idr., 2015). Spremembe parametrov posturalnega nadzora so morda bolj odvisne od vrste in intenzivnosti aktivnosti kot od vplivov dejavnikov cirkadianega ritma.

Meritve APA niso pokazale razlik med upravljavci dvigal in kontrolno skupino. Nasprotno je študija učinkov GŠA pokazala kasnejšo aktivacijo mišice OE pri aktivnih preiskovancih in trend nasprotujočih sprememb med skupinama pri večini mišic, kar je potrdil značilni interakcijski učinek pri mišici MF. Krajša predaktivacija mišic pri aktivni skupini najverjetneje nakazuje boljšo učinkovitost aktivnih preiskovancev pri zagotavljanju zadostne proksimalne stabilnosti. Sklepanje je v skladu z opaženim izboljšanjem parametrov posturalnega nadzora po delu. V nasprotju z aktivnimi preiskovanci, APA pri neaktivnih preiskovancih niso bile krajše. Zgodnejše APA po sklanjanju pri neaktivnih preiskovancih v primerjavi z aktivno skupino so v skladu z izsledki študij, ki so proučevale učinke utrujanja na APA (Kanekar idr., 2008; Monjo & Forestier, 2014; Strang idr., 2008; Strang & Berg, 2007). Avtorji predvidevajo, da centralni nadzorni sistem predvidi učinke utrujanja in prilagodi mišično predaktivacijo (Monjo & Forestier, 2014). Strang in Berg (2007) zaključita, da so zgodnejše APA najverjetneje namenjene zagotavljanju primerljivega impulza sile po utrujanju. Redna GŠA verjetno izboljša zmožnost zagotavljanja zadostnega impulza sile in zagotavljanja zadostne proksimalne stabilnosti ob krajšem času predaktivacije.

Spremembe intrinzične togosti in spremljajoče spremembe refleksnih odzivov so eno osrednjih področij raziskovanja na področju utemeljevanja biomehanskih vzrokov za nastanek nespecifične BSH (Granata, Rogers & Moorhouse, 2005; Maaswinkel, Griffioen, Perez & van Dieën, 2016; Muslim idr., 2013; Sbriccoli idr., 2007; Solomonow, 2012; van Dieën, Selen, idr., 2003). Skladno s predhodnimi študijami smo tudi v naši študiji pokazali povečanje gibljivosti po izpostavljenosti sklanjanju. Povečanje gibljivosti pri žerjavistih sicer v nasprotju s pričakovanji ni bilo večje kot pri kontrolni skupini, za kar gre odgovornost morda pripisati sključenemu sedenju kontrolne skupine (Callaghan & Dunk, 2002; Mörl & Bradl, 2013) ali povečani variabilnosti rezultatov zaradi ponovnega nameščanja IMU-senzorjev. Kljub temu smo pokazali značilne razlike latenc refleksnih odzivov. Po delu je opazen trend

daljših latenc mišic iztegovalk trupa pri žerjavistih in krajših latenc pri kontrolni skupini, kar smo potrdili tudi s statistično značilnim interakcijskim učinkom. Dodatno smo pokazali značilno krajše latence mišice OI po delu pri žerjavistih, kar povzroči spremembo v smeri bolj koaktivacijskih vzorcev pri žerjavistih. Slednje nakazuje, da je enaka motnja po delu predstavljala relativno večjo obremenitev, saj je tak vzorec pogosto prisoten po utrujanju (Grondin & Potvin, 2009; Vera-Garcia idr., 2006). Slednje je v skladu z rezultati študije o vplivih GŠA, v kateri so neaktivni preiskovanci izkazali povsem koaktivacijski vzorec refleksnih odzivov. Nasprotno so aktivni preiskovanci izkazali recipročne vzorce aktivacije in značilno krajše latence refleksnih odzivov iztegovalk trupa kot neaktivni preiskovanci, kar nakazuje še en potencialno preventivni učinek redne GŠA.

Daljše latence refleksnih odzivov iztegovalk pri upravljavcih dvigal po delu so v skladu s predhodno študijo, v kateri so Sánchez-Zuriaga in sodelavci (2010) pokazali več kor 30 ms daljše latence po kontinuiranem enournem ohranjanju pasivno podprtega sklonjenega položaja. Avtorji sklepajo, da so daljše latence posledica deformacije pasivnih viskozno-elastičnih tkiv in posledično zmanjšanega draženja mehanoreceptorjev v teh tkivih, kar so predlagali tudi avtorji v večini študij, izvedenih na živalih (Holm idr., 2002; Solomonow, 2012; Stubbs idr., 1998). Zmanjšanje vzdražnosti mehanoreceptorjev bi se verjetno odražalo tudi v zmanjšanem refleksnem prirastu, kar je v nasprotju z izsledki našega laboratorijskega eksperimenta. Po uri prekinjajočega sklanjanja smo namreč pokazali povečanje refleksnih prirastov tako po NPS kot po PS. Povečanje prirasta refleksnih odzivov je v skladu s predhodnimi študijami (Bazrgari idr., 2011; Hendershot idr., 2011), v katerih avtorji v večini sklepajo, da so povečani prirasti refleksnih odzivov najverjetneje mehanizem, s katerim centralni kontrolni sistem zagotavlja stabilnost ob zmanjšani intrinzični togosti zaradi deformacije pasivnih viskozno-elastičnih tkiv.

Daljše latence mišice MF pri žerjavistih po delu so morda posledica povečanja intrinzične togosti preko povečanja osnovne mišične aktivacije (Moorhouse & Granata, 2007; Vera-Garcia idr., 2006). Tega v pričujoči študiji zaradi odsotnosti vrednotenja osnovne mišične aktivnosti ne moremo z gotovostjo potrditi. Predvidevanje je nadalje v skladu z rezultati našega laboratorijskega eksperimenta, kjer smo pokazali, da ena ura cikličnega sklanjanja poveča mišično aktivnost ob delovanju sile 60 N in da se ob delovanju mehanskih motenj izkaže povečana togost trupa. Pokazana povečana togost trupa po dalj časa trajajočem sklanjanju je v nasprotju z izsledki večine predhodnih študij, ki so preiskovance izpostavile krajšemu času sklanjanja (Bazrgari idr., 2011; Hendershot idr., 2011; Muslim idr., 2013).

Rezultati študije podpirajo predvidevanje, da je med dalj časa trajajočim sklanjanjem verjetno presežen prag mikropoškodb pasivnih viskozno-elastičnih tkiv, kar sproži takojšnje varovalno povečanje vzdražnosti refleksne mišične aktivnosti (Sbriccoli idr., 2007). V omenjeni študiji so Sbriccoli in sodelavci (2007) spremembe pokazali po eno uro trajajočem obremenjevanju supraspinalnega ligamenta. Rezultati naše študije kažejo, da lahko podobno povečanje vzdražnosti najverjetneje izvira tudi iz drugih viskozno-elastičnih tkiv ali mišice same, saj so bili v naši študiji ligamenti podobno obremenjeni v obeh eksperimentalnih pogojih, a se je značilno povečanje togosti izkazalo le po NPS.

Prisotnost BSH je pokazala le nekatere pričakovane učinke na SMFT. Osebe z BSH so pokazale slabšo gibljivost kolkov v smeri zunanje rotacije in slabšo gibljivost hrbta v smeri upogiba. Preiskovanci z BSH so nadalje izkazali tudi značilno nižje M_{max} v smeri iztega in stranskega upogiba. Tudi drugi avtorji poročajo o povezavi med zmanjšano jakostjo mišic trupa in BSH (Corkery idr., 2014; Laird, Gilbert, Kent & Keating, 2014), ki je verjetno vsaj delno posledica povečanja bolečine pri nekaterih preiskovancih med izvedbo omenjenih testov. V nasprotju z nekaterimi predhodnimi študijami nismo opazili razlik med skupinama z in brez BSH v posturlanem nadzoru (Ville Leinonen idr., 2003; Radebold idr., 2001) in latencah posturalnih refleksnih odzivov (Radebold idr., 2001; van Dieën idr., 2003a). Razlog je morda relativno nizka povprečna stopnja bolečine, čeprav tudi dodatna analiza, pri kateri je bil kriterij strožji, ni pokazala pomembnih dodatnih razlik. Odsotnost razlik med skupinama v latencah refleksnih odzivov so pokazale tudi nekatere druge predhodne študije (Leinonen idr., 2003), za kar je razlog morda v načinu aplikacije perturbacij. Spremembe APA so v nasprotju z nekaterimi predhodnimi študijami (Hodges & Richardson, 1996, 1998) izkazale daljši čas predaktivacije pri osebah z BSH, ki je dosegel statistično značilnost pri mišici OI. V predhodnih študijah so avtorji pokazali spremembo aktivacije globljih mišic, predvsem krajšo predaktivacijo mišice transversus abdominis (Hodges & Richardson, 1996, 1998). O aktivaciji le-te nekateri avtorji sklepajo posredno preko spremljanja aktivacije mišice OI (Waongenngarm, Rajaratnam & Janwantanakul, 2016). Zgodnejša predaktivacija OI je v skladu s študijo, v kateri so pokazali utrujanje mišice OI po 1 uri sključenega sedenja, kar je možen razlog za zgodnejšo predaktivacijo (Waongenngarm idr., 2016). Zgodnejše APA mišice OI pri osebah z BSH kljub temu nakazuje spremembe funkcije teh mišic pri osebah z BSH.

V povezavi z BSH je potrebno izpostaviti povečanje togosti, ki smo jo pokazali po eno uro trajajočem prekinjajočem sklanjanju in na katero nakazujejo tudi nekateri

rezultati, izmerjeni pri upravljavcih dvigal po delu. Povečanje togosti je bilo v predhodnih študijah pokazano pri osebah z BSH (Hodges idr., 2009; van Dieën idr., 2003). Povečana togost je v večji meri verjetno dosežena s povečanjem koaktivacije agonističnih in antagonističnih mišičnih skupin, kar hkrati povečuje tudi kompresijske obremenitve hrbta (Granata & Marras, 2000). Številni avtorji sklepajo, da je dolgotrajno povečanje koaktivacije lahko razlog za nastanek BSH ali razlog za njeno vztrajanje (O'Sullivan, 2005; van Dieën idr., 2003). Dalj časa trajajoče sklanjanje lahko torej vodi v razvoj BSH preko povečane mišične aktivnosti po sklanjanju, ki lahko sčasoma postane izvor bolečine (van Dieën, Selen, idr., 2003).

Izpostaviti je potrebno še aplikativno vrednost raziskovanja. Na tem področju so najpomembnejši in originalen doprinos dokazi o zmanjšanju negativnih učinkov dalj časa trajajočega sklanjanja, kadar je slednje izvedeno z uporabo zunanje pasivne opore za zgornji del trupa. Ideja izvira iz varnostnega oprtnega pasu, ki je upravljavcem dvigal na voljo v kabinah obalnih dvigal, vendar ga ti v veliki večini ne uporabljajo. Na tem področju bi bile zaželene dodatne izboljšave omenjenega pasu, saj je večina vprašanih kot razlog za njegovo neuporabo navedla oviranje pri izvajanju dela. Predvsem je moteč brezstopenjski sistem pasu, kar pomeni, da v določenem položaju nenadoma omeji gib. Razmisliti bi bilo potrebno o postopnosti podpore (elastični ali vzmetni sistem), ki bi proti končnemu položaju postopoma povečeval podporo zgornjega dela trupa. S tem bi se izboljšala uporabnost in udobnost take opore, kar bi pri upravljavcih dvigal zmanjšalo obremenitve na spodnji del hrbta. Druga skupina aplikativnih izsledkov se nanaša na proučevanje mehanizmov, preko katerih lahko GŠA v prostem času zmanjša negativne posledice dela na SMFT. Čeprav mehanizmi niso povsem razloženi, so različne študije enotne, da specifična vadba za izboljšanje stabilnosti hrbtenice (Franca idr., 2010; Costa idr., 2009) kakor tudi druge oblike GŠA zmanjšujejo tveganje za razvoj BSH (Maher 2000). Upoštevač izsledke naše študije lahko sklepamo, da je eden od mehanizmov preventivnega učinkovanja izboljšanje vzdržljivosti mišic trupa (Ebenbichler idr., 2001), saj je bil upad M_{max} po delu opaziti le pri neaktivnih preiskovancih. Aktivni preiskovanci so izkazali tudi statistično značilno krajše latence PR, kar je lahko drug mehanizem preventivnega učinkovanj redne GŠA. Daljše latence PR so bile v preteklih študijah namreč pogosto povezane s povečanim tveganjem za BSH (Cholewicki idr., 2005; Radebold idr., 2001). Neposredne učinke redne GŠA na latence PR bi bilo potrebno dodatno preveriti z intervencijsko študijo.

6.5.1 Omejitve izvedenih študij

Izvedene študije so imele določene omejitve. Večji del raziskovanja smo izvedli v realnem delovnem okolju, kar je povečalo zunanjo veljavnost rezultatov, vendar so bile posledično obremenitve preiskovancev manj standardizirane. Med delom nismo spremljali obsega in trajanja sklanjanja posameznega merjenja in tudi nismo nadzirali načina sedenja kontrolne skupine. Upoštevajoč predhodne študije lahko sklepamo na pogosto sključeno sedenje pisarniških delavcev, kar povzroči upogib ledvenega dela hrbtenice in podobne, vendar nekoliko manjše obremenitve kot sklanjanje. Slednje je morebiten razlog za odsotnost nekaterih pričakovanih razlik med upravljavci dvigal in kontrolno skupino. Zaradi izvedbe v delovnem okolju je bil daljši tudi čas od prenehanja dela do pričetka meritev, kar je lahko dodatno vplivalo na odsotnost nekaterih pričakovanih sprememb po končanem delu. Pokazano je namreč bilo, da se nekatere spremembe živčno-mišičnega nadzora po sklanjanju v kratkem času povrnejo v stanje, podobno tistemu pred izpostavljenostjo (Hendershot idr., 2013). Nadalje smo EMG-elektrode in IMU-enote po jutranjih meritvah odstranili in jih po delu ponovno namestili, kar je povečalo variabilnost meritev. Izpostaviti je potrebno, da smo preiskovance v aktivno in neaktivno skupino razvrstili na podlagi njihove subjektivne ocene količine gibalne športne aktivnosti. Čeprav so nekatere študije pokazale odstopanja v količini objektivno izmerjene GŠA in samoporočane GŠA, je slednja še zmeraj najpogosteje uporabljena in veljavna metoda pridobivanja informacij o količini GŠA (Craig et al., 2003). Dodatno je bila subjektivna stopnja BSH pri neaktivni skupini v povprečju statistično značilno višja v primerjavi z aktivno skupino, kar je do določene mere lahko vplivalo na rezultate. Prisotnost razlik smo delno kontrolirali z uvedbo dejavnika prisotnosti BSH in z interpretacijo morebitno prisotnih interakcijskih učinkov. Nasprotno lahko sklepamo, da je večja stopnja bolečine lahko tudi posledica neaktivnosti in slabše vzdržljivosti, zaradi česar povzročijo delovne obremenitve večje spremembe živčno-mišičnega nadzora. Zasnova študije nam ne omogoča sklepanja o vzročnosti; v prihodnje bi bilo smiselno izvesti podobno prospektivno študijo v daljšem časovnem obdobju in spremljati spremembe SMFT ter pojavnost BSH pri osebah, ki pričnejo z delom v sklonjenem položaju.

7 Zaključek

Cilj disertacije je bil celovito oceniti z delom povezane spremembe SMFT pri upravljalcih dvigal. Z uporabo inovativnega mobilnega sistema smo objektivno ovrednotili spremembe SMFT pred in po delovniku. Osredotočali smo se na SMFT, ki so v predhodnih študijah pokazale povezanost z BSH. Številne predhodne študije so pokazale, da vzdrževanje sklonjenega položaja in/ali ponavljajoče sklanjanje povzročita spremembe SMFT in lahko prispevata h kumulativnim obremenitvam hrbta. Vse več je dokazov, da se ob prekoračitvi praga kumulativnih obremenitev sproži vnetni odziv tkiva, ki je lahko izvor BSH brez vidnih patoanatomskih sprememb in prispeva k velikemu deležu nespecifične BSH. Kako parametri s sklanjanjem povezanega obremenjevanja, kot so trajanje, cikličnost, obseg, frekvenca in hitrost, vplivajo na spremembe SMFT, še ni povsem pojasnjeno. Pri tem je ena glavnih omejitev kratka izpostavljenost sklanjanju v večini predhodnih študij. Problem le-te dodatno izpostavljajo redke študije, ki so izvedle obremenitve, daljše od 30 minut, in pogosto pokazale, da so kasnejše, s sklanjanjem povezane spremembe, lahko celo v nasprotju s spremembami, opaženimi po krajšem sklanjanju. Nakazuje se torej možnost, da so spremembe v odvisnosti od trajanja obremenitev dvofazne.

Po opravljenem delovniku smo pri upravljalcih dvigal opazili spremembe SMFT, ki nakazujejo zmanjšanje največjega hotenega navora v smeri iztega, kar nakazujejo tudi izsledki študije, v kateri smo podobno sklanjanje izvedli v laboratorijskih pogojih. Na pojav utrujenosti pri upravljalcih dvigal kažejo tudi spremembe vzorcev refleksne aktivacije mišic, ki so po delu pokazali podaljšanje latenc mišice MF in zgodnejšo aktivacijo mišice OI. Tudi predhodne študije so namreč pokazale povečanje kokontraksije po utrujanju. Rezultati nakazujejo, da je prišlo do povečanja bazične mišične aktivnosti in intrinzične togosti, kar smo pokazali tudi v naši laboratorijski študiji. Slednje razloži opažene trende krajših APA po delu pri žerjavistih in tudi daljšo latenco mišice MF. Povečana koaktivacija je povezana s povečanimi kompresijskimi obremenitvami in lahko dodatno prispeva h kumulativnim obremenitvam. Odsotnost trajnih sprememb in le nakazani trendi utrujanja so morda pokazatelj učinkovitih prilagoditev upravljalcev dvigal na vsakodneno povečane obremenitve struktur spodnjega dela hrbta.

V drugem sklopu tega dela smo pokazali učinke redne gibalne športne aktivnosti, ki lahko zmanjšajo v prvem sklopu prikazane, z delom v sklonjenem položaju povezane spremembe SMFT. Po delovniku je bilo opaziti značilno zmanjšanje največjega navora v smeri upogiba in v smeri iztega le pri neaktivnih preiskovancih. Zmanjšanje

največjega navora je bilo opaziti tudi pri osebah z BSH, značilna interakcija pa je pokazala, da se je največji navor v smeri upogiba zmanjšal le pri neaktivnih osebah brez BSH. Sklepamo lahko, da osebe z BSH – najverjetneje zaradi strahu pred bolečino – niso dosegale svojega maksimalnega navora. Aktivnost je pokazala ugodni učinek tudi na izboljšanje parametrov ravnotežja po končanem delovniku in izrazito krajše latence posturalnih refleksnih odzivov, kar je sodeč po predhodnih študijah lahko tudi medsebojno povezano. Poleg daljših latenc refleksnih odzivov mišic iztegovalk trupa je pri neaktivnih preiskovancih opazen povsem koaktivacijski vzorec aktivacije agonistov in antagonistov. Nasprotno je pri aktivnih preiskovancih jasno viden recipročen vzorec aktivacije, ki velja kot učinkovitejši odziv na motnjo stabilnosti v primerjavi s kokontrakcijskim vzorcem aktivacij. Trend krajših APA pri aktivni skupini je težje razložiti in morda nakazuje izboljšano učinkovitost APA po delovniku.

Verjetno najpomembnejši doprinos te disertacije predstavljajo rezultati študije, v kateri smo simulirali sklanjanje žerjavista v laboratorijskih pogojih z in brez uporabe zunanje pasivne opore. S tem smo na eni strani želeli odgovoriti na povsem aplikativno vprašanje učinkovitosti takega preventivnega ukrepa in hkrati smo preverili tudi bolj temeljno vprašanje pomena obremenjevanja pasivnih in aktivnih elementov. Pogoja sta namreč na eni strani izpostavila ligamente hrbtenice podobnim obremenitvam, medtem ko je bil aktivni sistem izpostavljen različnim z verjetnimi učinki utrujanja le po NPS. Rezultati so skladno s pričakovanji pokazali izrazitejšo povečanje gibljivosti trupa po NPS, kar odraža večjo deformacijo pasivnih viskozno-elastičnih tkiv. Mišična aktivacija se je po sklanjanju ob konstantnem delovanju sile v smeri naprej pričakovano povečala bolj po NPS kot PS, kar verjetno potrjuje prisotnost utrujanja po NPS. Manjše, a značilno povečanje mišične aktivacije po PS je upoštevač predhodne študije verjetno posledica deformacije viskozno-elastičnih tkiv ali pojava vnetnega procesa. Skladno z večino predhodnih študij se je refleksni prirast po sklanjanju povečal, povečanje pa je bilo ponovno bolj izrazito po NPS. Presenetljivo in v nasprotju z večino predhodnih študij, ki so izvajale krajše sklanjanje, se je togost trupa značilno povečala le po NPS. Povečana togost je verjetno posledica povečane bazične aktivnosti mišic trupa in varovalni mehanizem hrbtenice ob zmanjšanju pasivne togosti.

Učinkovitost pasivne opore, ki zmanjša sile na hrbtenico med sklanjanjem, se je izkazala kot učinkovita za zmanjšanje spremembe SMFT po sklanjanju. Rezultati imajo tako pomembno aplikativno vrednost in v prihodnje bi bilo potrebno izboljšati funkcionalnost oprta, ki je žerjavistom na voljo na žerjavu. Rezultati so dodatno

zagotovili temelje za prijavo mednarodnega projekta, katerega namen je razviti podporno napravo – zunanji skelet (ang. exoskeleton), ki bo omogočala razbremenitev hrbtenice med sklanjanjem tudi pri drugih opravilih, ki zahtevajo sklanjanje.

Avtorjem tega dela ni poznana študija, ki bi celovito objektivno ovrednotila spremembe SMFT po realnih delovnih obremenitvah pri poklicih, ki zahtevajo dalj časa trajajoče ciklično sklanjanje. Delo tako predstavlja pomemben doprinos k razumevanju akutnih sprememb in trajnih prilagoditev SMFT pri delavcih, ki več let opravljajo delo v sklonjenem položaju. Rezultati nakazujejo nekatere učinkovite prilagoditve na več let trajajoče, vsakodnevno povečane obremenitve spodnjega dela hrbta. Z dodatno študijo smo potrdili nekatere nakazane spremembe, povezane s sklanjanjem. V nasprotju s predhodnimi študijami smo pokazali povečanje togosti trupa po dalj časa trajajočem prekinjajočem sklanjanju. Podobne spremembe so bile opažene tudi pri osebah s kronično in akutno BSH, kar lahko nakazuje na mehanizem, odgovoren za nastanek idiopatske BSH brez vidnih patoanatomskih sprememb. V prihodnje so potrebne dodatne študije z vzporednim spremljanjem parametrov sklanjanja in določitev odnosa med izpostavljenostjo sklanjanju in spremembami SMFT.

8 LITERATURA

- Adams, M. A. (2004). Biomechanics of back pain. *Acupuncture in Medicine : Journal of the British Medical Acupuncture Society*, 22(4), 178–88.
- Adams, M. A., Freeman, B. J., Morrison, H. P., Nelson, I. W. & Dolan, P. (2000). Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration. *Spine*, 25(13), 1625–36.
- Adams, M. & Dolan, P. (1996). Time-dependent changes in the lumbar spine's resistance to bending. *Clinical Biomechanics*, 11(4), 194–200.
- Allen, D. G., Lamb, G. D. & Westerblad, H. (2008). Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms. *Physiological Reviews*, 88(1), 287–332.
- Allison, G. T. & Morris, S. L. (2008). Transversus abdominis and core stability: has the pendulum swung? *British Journal of Sports Medicine*, 42(11), 930–931.
- Allison, G. T., Morris, S. L. & Lay, B. (2008). Feedforward responses of transversus abdominis are directionally specific and act asymmetrically: implications for core stability theories. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 38(5), 228–237.
- Andersson, G. B. (1999, August 14). Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet*.
- Aruin, A. S., Forrest, W. R. & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 109(4), 350–359.
- Asaka, T., Wang, Y., Fukushima, J. & Latash, M. L. (2008). Learning effects on muscle modes and multi-mode postural synergies. *Experimental Brain Research*, 184(3), 323–38.
- Atlas, S. J. & Deyo, R. A. (2001). Evaluating and managing acute low back pain in the primary care setting. *Journal of General Internal Medicine*, 16(2), 120–31.
- Aultman, C. D., Scannell, J. & McGill, S. M. (2005). The direction of progressive herniation in porcine spine motion segments is influenced by the orientation of the bending axis. *Clinical Biomechanics*, 20(2), 126–129.
- Balkovec, C. & McGill, S. (2012). Extent of nucleus pulposus migration in the annulus of porcine intervertebral discs exposed to cyclic flexion only versus cyclic flexion and extension. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(8), 766–770.
- Barr, K. P., Griggs, M. & Cadby, T. (2005). Lumbar Stabilization. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 84(6), 473–480.
- Bazgari, B., Hendershot, B., Muslim, K., Toosizadeh, N., Nussbaum, M. A. & Madigan, M. L. (2011). Disturbance and recovery of trunk mechanical and neuromuscular behaviours following prolonged trunk flexion: influences of duration and external load on creep-induced effects. *Ergonomics*, 54(11), 1043–1052.

- Benjamin, M. (2009). The fascia of the limbs and back: a review. *Journal of Anatomy*, 214(1), 1–18.
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthopaedica Scandinavica. Supplementum*, 60(230), 1–54.
- Bernard, B. P. (1997). *Musculoskeletal disorders and workplace factors: a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper extremity, and low back*. U.S. Dept. of Health and Human Services, Public Health Service, Centers for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health.
- Biering-Sørensen, F. (1984, March). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine*.
- Björck-van Dijken, C., Fjellman-Wiklund, A. & Hildingsson, C. (2008). Low back pain, lifestyle factors and physical activity: a population based-study. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40(10), 864–869.
- Bogduk, N., Aprill, C., Derby, R., Popper, K., Lindblom, K., Hirsch, C., ... Yamashita, M. (2013). Lumbar discogenic pain: state-of-the-art review. *Pain Medicine (Malden, Mass.)*, 14(6), 813–36.
- Bongers, P. M., Boshuizen, H. C., Hulshof, C. T. & Koemeester, A. P. (1988a). Back disorders in crane operators exposed to whole-body vibration. *Int Arch Occup Environ Health*, 60(2), 129–137.
- Bongers, P. M., Boshuizen, H. C., Hulshof, C. T. & Koemeester, A. P. (1988b). Long-term sickness absence due to back disorders in crane operators exposed to whole-body vibration. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 61(1-2), 59–64.
- Bonnetblanc, F., Martin, O. & Teasdale, N. (2004). Pointing to a target from an upright standing position: anticipatory postural adjustments are modulated by the size of the target in humans. *Neuroscience Letters*, 358(3), 181–4.
- Borghuis, J., Hof, A. L. & Lemmink, K. A. P. M. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 38(11), 893–916.
- Boudreau, S., Farina, D., Kongstad, L., Buus, D., Redder, J., Sverrisdottir, E. & Falla, D. (2011). The relative timing of trunk muscle activation is retained in response to unanticipated postural-perturbations during acute low back pain. *Exp Brain Res*, 210(2), 259–267.
- Bouisset, S. & Do, M. C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique = Clinical Neurophysiology*, 38(6), 345–362.
- Bovenzi, M., Pinto, I. & Stacchini, N. (2002). Low Back Pain in Port Machinery Operators. *Journal of Sound and Vibration*, 253(1), 3–20.

- Brown, S. H. M., Haumann, M. L. & Potvin, J. R. (2003). The responses of leg and trunk muscles to sudden unloading of the hands: implications for balance and spine stability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(9), 812–820. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14527807>
- Brown, S. H. M. & McGill, S. M. (2005). Muscle force-stiffness characteristics influence joint stability: a spine example. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(9), 917–22.
- Brown, S. H. M. & McGill, S. M. (2008). How the inherent stiffness of the in vivo human trunk varies with changing magnitudes of muscular activation. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(1), 15–22.
- Burdorf, A. & Zondervan, H. (1990). An epidemiological study of low-back pain in crane operators. *Ergonomics*, 33(8), 981–987.
- Burström, L., Nilsson, T. & Wahlström, J. (2015). Whole-body vibration and the risk of low back pain and sciatica: a systematic review and meta-analysis. *International Archives of Occupational and Environmental Health*, 88(4), 403–18.
- Callaghan, J. & Dunk, N. (2002). Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 17(5), 353–360.
- Callaghan, J. P. & McGill, S. M. (2001). Intervertebral disc herniation: studies on a porcine model exposed to highly repetitive flexion/extension motion with compressive force. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(1), 28–37.
- Carson, R. G., Riek, S. & Shahbazzpour, N. (2002). Central and peripheral mediation of human force sensation following eccentric or concentric contractions. *The Journal of Physiology*, 539(3), 913–925.
- Carvalhais, V. O. do C., Ocarino, J. de M., Araújo, V. L., Souza, T. R., Silva, P. L. P. & Fonseca, S. T. (2013). Myofascial force transmission between the latissimus dorsi and gluteus maximus muscles: an in vivo experiment. *Journal of Biomechanics*, 46(5), 1003–1007.
- Cholewicki, J., Greene, H. S., Polzhofer, G. K., Galloway, M. T., Shah, R. A. & Radebold, A. (2002). Neuromuscular function in athletes following recovery from a recent acute low back injury. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 32(11), 568–575.
- Cholewicki, J., Juluru, K., Radebold, A., Panjabi, M. M. & McGill, S. M. (1999, January). Lumbar spine stability can be augmented with an abdominal belt and/or increased intra-abdominal pressure. *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*.
- Cholewicki, J., Silfies, S. P., Shah, R. A., Greene, H. S., Reeves, N. P., Alvi, K. & Goldberg,

- B. (2005). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*, 30(23), 2614–2620.
- Cholewicki, J., Simons, A. P. . & Radebold, A. (2000). Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1377–1385.
- Coenen, P., Kingma, I., Boot, C. R., Twisk, J. W., Bongers, P. M. & van Dieen, J. H. (2013). Cumulative low back load at work as a risk factor of low back pain: a prospective cohort study. *J Occup Rehabil*, 23(1), 11–18.
- Colloca, C. J. & Hinrichs, R. N. (2005). The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(8), 623–31.
- Comerford, M. J. & Mottram, S. L. (2001). Movement and stability dysfunction--contemporary developments. *Manual Therapy*, 6(1), 15–26.
- Corkery, M. B., O'Rourke, B., Viola, S., Yen, S.-C., Rigby, J., Singer, K. & Thomas, A. (2014). An exploratory examination of the association between altered lumbar motor control, joint mobility and low back pain in athletes. *Asian Journal of Sports Medicine*, 5(4), e24283.
- Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjöström, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E., ... Oja, P. (2003). International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(8), 1381–95.
- Crisco, J. J. & Panjabi, M. M. (1992). Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part I: Theory. *Clinical Biomechanics*, 7(1), 19–26.
- D'hooge, R., Hodges, P., Tsao, H., Hall, L., Macdonald, D. & Danneels, L. (2013). Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(1), 173–81.
- Dagenais, S., Caro, J. & Haldeman, S. (2008). A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. *Spine J*, 8(1), 8–20. doi:10.1016/j.spinee.2007.10.005
- Damkot, D. K., Pope, M. H., Lord, J. & Frymoyer, J. W. (1984). The relationship between work history, work environment and low-back pain in men. *Spine*, 9(4), 395–9.
- De Wolf, S., Slijper, H. & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale*, 121(1), 7–19.
- Dimitroulias, A., Tsonidis, C., Natsis, K., Venizelos, I., Djau, S. N. & Tsitsopoulos, P. (2010). An immunohistochemical study of mechanoreceptors in lumbar spine intervertebral discs. *Journal of Clinical Neuroscience: Official Journal of the*

Neurosurgical Society of Australasia, 17(6), 742–5.

- Dolan, P. & Adams, M. . (1998). Repetitive lifting tasks fatigue the back muscles and increase the bending moment acting on the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 31(8), 713–721.
- Dunn, K. M. & Croft, P. R. (2004). Epidemiology and natural history of low back pain. *Europa Medicophysica*, 40(1), 9–13.
- Ebraheim, N. A., Hassan, A., Lee, M. & Xu, R. (2004). Functional anatomy of the lumbar spine. *Seminars in Pain Medicine*, 2(3), 131–137.
- Enoka, R. M. (2012). Muscle fatigue--from motor units to clinical symptoms. *Journal of Biomechanics*, 45(3), 427–33.
- Esola, M. A., McClure, P. W., Fitzgerald, G. K. & Siegler, S. (1996). Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(1), 71–78.
- European Commission. (2007). Eurobarometer: Health in the European Union.
- European Commission. (2014). *Eurobarometer 398: Working conditions*.
- Findley, T. W. & Shalwala, M. (2013). Fascia Research Congress evidence from the 100 year perspective of Andrew Taylor Still. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17(3), 356–364.
- Frymoyer, J. W., Pope, M. H., Clements, J. H., Wilder, D. G., MacPherson, B. & Ashikaga, T. (1983). Risk factors in low-back pain. An epidemiological survey. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 65(2), 213–218.
- Gardner-Morse, M. G. & Stokes, I. A. (1998). The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23(1), 86–91; discussion 91–2.
- Gardner-Morse, M. G. & Stokes, I. A. . (2001). Trunk stiffness increases with steady-state effort. *Journal of Biomechanics*, 34(4), 457–463.
- Gardner-Morse, M., Stokes, I. A. & Laible, J. P. (1995). Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 13(5), 802–8.
- Gatton, M. L., Pearcy, M. J., Pettet, G. J. & Evans, J. H. (2010). A three-dimensional mathematical model of the thoracolumbar fascia and an estimate of its biomechanical effect. *Journal of Biomechanics*, 43(14), 2792–2797.
- Gifford, L. (1987). Circadian variation in human flexibility and grip strength. *Aust J Physiother*, 33(1), 3–9.
- Goode, A., Hegedus, E. J., Sizer, P., Brismee, J.-M., Linberg, A. & Cook, C. E. (2008). Three-dimensional movements of the sacroiliac joint: a systematic review of the literature and assessment of clinical utility. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 16(1), 25–38.
- Graham, R. B. & Brown, S. H. M. (2012). A direct comparison of spine rotational stiffness

- and dynamic spine stability during repetitive lifting tasks. *Journal of Biomechanics*, 45(9), 1593–600.
- Granata, K. P. & Marras, W. S. (2000). Cost-benefit of muscle cocontraction in protecting against spinal instability. *Spine*, 25(11), 1398–1404.
- Granata, K. P., Orishimo, K. F. & Sanford, A. H. (2001). Trunk muscle coactivation in preparation for sudden load. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(4), 247–254.
- Granata, K. P., Rogers, E. & Moorhouse, K. (2005). Effects of static flexion-relaxation on paraspinal reflex behavior. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(1), 16–24.
- Granata, K. P., Slota, G. P. & Bennett, B. C. (2004). Paraspinal muscle reflex dynamics. *Journal of Biomechanics*, 37(2), 241–247.
- Gregory, D. E., Brown, S. H. M. & Callaghan, J. P. (2008). Trunk muscle responses to suddenly applied loads: do individuals who develop discomfort during prolonged standing respond differently? *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 18(3), 495–502.
- Gribble, P. A., Tucker, W. S. & White, P. A. (2007). Time-of-day influences on static and dynamic postural control. *Journal of Athletic Training*, 42(1), 35–41.
- Griffioen, M., Maaswinkel, E., Zuurmond, W. W. A., van Dieën, J. H. & Perez, R. S. G. M. (2015). Trunk stabilization estimated using pseudorandom force perturbations, a reliability study. *Journal of Biomechanics*.
- Grondin, D. E. & Potvin, J. R. (2009). Effects of trunk muscle fatigue and load timing on spinal responses during sudden hand loading. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(4), e237–245.
- Gruther, W., Wick, F., Paul, B., Leitner, C., Posch, M., Matzner, M., ... Ebenbichler, G. (2009). Diagnostic accuracy and reliability of muscle strength and endurance measurements in patients with chronic low back pain. *J Rehabil Med*, 41(8), 613–619.
- Hägg, O., Fritzell, P. & Nordwall, A. (2003). The clinical importance of changes in outcome scores after treatment for chronic low back pain. *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*, 12(1), 12–20.
- Hamberg-van Reenen, H. H., Ariëns, G. a M., Blatter, B. M., van Mechelen, W. & Bongers, P. M. (2007). A systematic review of the relation between physical capacity and future low back and neck/shoulder pain. *Pain*, 130(1-2), 93–107.
- Hammill, R. R., Beazell, J. R. & Hart, J. M. (2008). Neuromuscular consequences of low back pain and core dysfunction. *Clinics in Sports Medicine*, 27(3), 449–462, ix.

- Hansson, T., Magnusson, M. & Broman, H. (1991). Back muscle fatigue and seated whole body vibrations: an experimental study in man. *Clinical Biomechanics*, 6(3), 173–178.
- Hartvigsen, J., Lings, S., Leboeuf-Yde, C. & Bakketeig, L. (2004). Psychosocial factors at work in relation to low back pain and consequences of low back pain; a systematic, critical review of prospective cohort studies. *Occupational and Environmental Medicine*, 61(1), e2.
- Hemmerich, A., Brown, H., Smith, S., Marthandam, S. S. K. & Wyss, U. P. (2006). Hip, knee, and ankle kinematics of high range of motion activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(4), 770–781.
- Hendershot, B., Bazrgari, B., Muslim, K., Toosizadeh, N., Nussbaum, M. A. & Madigan, M. L. (2011). Disturbance and recovery of trunk stiffness and reflexive muscle responses following prolonged trunk flexion: influences of flexion angle and duration. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(3), 250–256.
- Hendershot, B. D., Toosizadeh, N., Muslim, K., Madigan, M. L. & Nussbaum, M. A. (2013). Evidence for an exposure-response relationship between trunk flexion and impairments in trunk postural control. *Journal of Biomechanics*, 46(14), 2554–2557.
- Heneweer, H., Picavet, H. S. J., Staes, F., Kiers, H. & Vanhees, L. (2012). Physical fitness, rather than self-reported physical activities, is more strongly associated with low back pain: evidence from a working population. *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*, 21(7), 1265–72.
- Heneweer, H., Staes, F., Aufdemkampe, G., van Rijn, M. & Vanhees, L. (2011). Physical activity and low back pain: a systematic review of recent literature. *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*.
- Herrmann, C. M., Madigan, M. L., Davidson, B. S. & Granata, K. P. (2006). Effect of lumbar extensor fatigue on paraspinal muscle reflexes. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16(6), 637–641.
- Hodges, P., van den Hoorn, W., Dawson, A. & Cholewicki, J. (2009). Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *Journal of Biomechanics*, 42(1), 61–66.
- 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.

- Hodges, P. W., Moseley, G. L., Gabrielsson, A. & Gandevia, S. C. (2003). Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Exp Brain Res*, 151(2), 262–271.
- Hodges, P. W. & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), 2640–2650.
- Hodges, P. W. & Richardson, C. A. (1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*, 77(2), 132–144.
- Hodges, P. W. & Richardson, C. A. (1998). Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of Spinal Disorders*, 11(1), 46–56.
- Hoffman, S. L., Johnson, M. B., Zou, D. & Van Dillen, L. R. (2012). Differences in end-range lumbar flexion during slumped sitting and forward bending between low back pain subgroups and genders. *Manual Therapy*, 17(2), 157–163.
- Holm, S., Indahl, A. & Solomonow, M. (2002). Sensorimotor control of the spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(3), 219–234.
- Hoogendoorn, W. E., Bongers, P. M., de Vet, H. C., Douwes, M., Koes, B. W., Miedema, M. C., ... Bouter, L. M. (2000). Flexion and rotation of the trunk and lifting at work are risk factors for low back pain: results of a prospective cohort study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(23), 3087–3092.
- 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. *Scand J Work Environ Health*, 25(5), 387–403.
- Hoops, H., Zhou, B.-H., Lu, Y., Solomonow, M. & Patel, V. (2007). Short rest between cyclic flexion periods is a risk factor for a lumbar disorder. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(7), 745–57.
- Hortobágyi, T., Lambert, N. J. & Kroll, W. P. (1991). Voluntary and reflex responses to fatigue with stretch-shortening exercise. *Canadian Journal of Sport Sciences = Journal Canadien Des Sciences Du Sport*, 16(2), 142–50.
- Howarth, S. J., Kingston, D. C., Brown, S. H. M. & Graham, R. B. (2013). Viscoelastic creep induced by repetitive spine flexion and its relationship to dynamic spine stability. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 23(4), 794–800.
- Hribernik, M. & Drobnic, M. (2014). Anatomija trupa in kolčno-medeničnega področja: skelet in vezi. In N. Šarabon & M. Voglar (Eds.), *Bolečina v spodnjem delu hrbta: struktura, funkcija, ergonomija in gibalna terapija*. Koper: Univerza na Primorskem, Inštitut Andrej Marušič.

- Iatridis, J. C., Nicoll, S. B., Michalek, A. J., Walter, B. A. & Gupta, M. S. (2013). Role of biomechanics in intervertebral disc degeneration and regenerative therapies: what needs repairing in the disc and what are promising biomaterials for its repair? *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, 13(3), 243–62.
- Indahl, A., Kaigle, A., Reikerås, O. & Holm, S. (1995). Electromyographic response of the porcine multifidus musculature after nerve stimulation. *Spine*, 20(24), 2652–8.
- Inoue, N. & Espinoza Orías, A. A. (2011). Biomechanics of intervertebral disk degeneration. *The Orthopedic Clinics of North America*, 42(4), 487–99, vii.
- Jacobs, J. V., Henry, S. M. & Nagle, K. J. (2010). Low back pain associates with altered activity of the cerebral cortex prior to arm movements that require postural adjustment. *Clinical Neurophysiology*, 121(3), 431–440.
- Jacobs, J. V. J., Henry, S. S. M. & Nagle, K. K. J. (2009). People with chronic low back pain exhibit decreased variability in the timing of their anticipatory postural adjustments. *Behavioral Neuroscience*, 123(2), 455–458.
- Jansen, J. P., Morgenstern, H. & Burdorf, A. (2004). Dose-response relations between occupational exposures to physical and psychosocial factors and the risk of low back pain. *Occupational and Environmental Medicine*, 61(12), 972–9.
- Johnson, E. N. & Thomas, J. S. (2010). Effect of Hamstring Flexibility on Hip and Lumbar Spine Joint Excursions During Forward-Reaching Tasks in Participants With and Without Low Back Pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(7), 1140–1142.
- Jørgensen, K., Nicolaisen, T. & Jørgensen, K. (1987). Trunk extensor endurance: determination and relation to low-back trouble. *Ergonomics*, 30(2), 259–267. doi:10.1080/00140138708969704
- Jørgensen, M. G., Rathleff, M. S., Laessoe, U., Caserotti, P., Nielsen, O. B. F. & Aagaard, P. (2012). Time-of-day influences postural balance in older adults. *Gait & Posture*, 35(4), 653–657.
- Kaigle, A. M., Wessberg, P. & Hansson, T. H. (1998). Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension. *Journal of Spinal Disorders*, 11(2), 163–74.
- Kandel, E. R., Schwartz, J. H. & Jessell, T. M. (2000). *Principles of Neural Science* (4th ed.). McGraw-Hill Medical.
- Kanekar, N., Santos, M. J. & Aruin, A. S. (2008). Anticipatory postural control following fatigue of postural and focal muscles. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 119(10), 2304–2313.
- Kent, P. M. & Keating, J. L. (2005, July 26). The epidemiology of low back pain in primary care. doi:10.1186/1746-1340-13-13

- Kingma, I., van Dieën, J. H., Nicolay, K., Maat, J. J. & Weinans, H. (2000). Monitoring water content in deforming intervertebral disc tissue by finite element analysis of MRI data. *Magnetic Resonance in Medicine*, 44(4), 650–4.
- Kocjan, A. & Sarabon, N. (2014). Assessment of isometric trunk strength - The relevance of body position and relationship between planes of movement. *Journal of Sports Science and Medicine*, 13(2), 365–370.
- Kuijjer, P. P. F. M., Takala, E.-P., Burdorf, A., Gouttebauge, V., van Dieën, J. H., van der Beek, A. J. & Frings-Dresen, M. H. W. (2012). Low back pain: doesn't work matter at all? *Occupational Medicine (Oxford, England)*, 62(2), 152–3; author reply 153–4.
- Kujala, U. M., Taimela, S., Oksanen, A. & Salminen, J. J. (1997). Lumbar mobility and low back pain during adolescence. A longitudinal three-year follow-up study in athletes and controls. *The American Journal of Sports Medicine*.
- Kwon, B. K., Roffey, D. M., Bishop, P. B., Dagenais, S. & Wai, E. K. (2011). Systematic review: occupational physical activity and low back pain. *Occup Med (Lond)*, 61(8), 541–548.
- Laird, R. A., Gilbert, J., Kent, P. & Keating, J. L. (2014). Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 229.
- Lama, P., Le Maitre, C. L., Dolan, P., Tarlton, J. F., Harding, I. J. & Adams, M. a. (2013). Do intervertebral discs degenerate before they herniate, or after? *The Bone & Joint Journal*, 95-B(8), 1127–33.
- Larivière, C., Forget, R., Vadeboncoeur, R., Bilodeau, M. & Mecheri, H. (2010). The effect of sex and chronic low back pain on back muscle reflex responses. *European Journal of Applied Physiology*, 109(4), 577–590.
- Latash, M. L. (2008). *Neurophysiological Basis of Movement*. Campaign: Human Kinetics.
- Latimer, J., Maher, C. G., Refshauge, K. & Colaco, I. (1999). The reliability and validity of the Biering-Sorensen test in asymptomatic subjects and subjects reporting current or previous nonspecific low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(20), 2085–90.
- Le, B., Davidson, B., Solomonow, D., Zhou, B. H., Lu, Y., Patel, V. & Solomonow, M. (2009). Neuromuscular control of lumbar instability following static work of various loads. *Muscle & Nerve*, 39(1), 71–82.
- Lee, H. & Granata, K. P. (2008). Process stationarity and reliability of trunk postural stability. *Clinical Biomechanics*, 23(6), 735–742.
- Lee, P. J., Rogers, E. L. & Granata, K. P. (2006). Active trunk stiffness increases with co-contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 16(1), 51–7.

- Leinonen, V., Kankaanpää, M., Luukkonen, M., Hänninen, O., Airaksinen, O. & Taimela, S. (2001). Disc herniation-related back pain impairs feed-forward control of paraspinal muscles. *Spine*, 26(16), E367–372.
- Leinonen, V., Kankaanpää, M., Luukkonen, M., Kansanen, M., Hänninen, O., Airaksinen, O. & Taimela, S. (2003). Lumbar paraspinal muscle function, perception of lumbar position, and postural control in disc herniation-related back pain. *Spine*, 28(8), 842–848.
- Lephart, S. M. & Fu, F. H. (2000). *Proprioception and Neuromuscular Control in Joint Stability*. Human Kinetics.
- Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraldo, J. L. & Fu, F. H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(1), 130–7.
- Linton, S. J. (2001). Occupational psychological factors increase the risk for back pain: a systematic review. *Journal of Occupational Rehabilitation*, 11(1), 53–66.
- Little, J. S. & Khalsa, P. S. (2005). Human lumbar spine creep during cyclic and static flexion: creep rate, biomechanics, and facet joint capsule strain. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(3), 391–401.
- Loney, P. L. & Stratford, P. W. (1999). The prevalence of low back pain in adults: a methodological review of the literature. *Physical Therapy*, 79(4), 384–96.
- Lu, D., Solomonow, M., Zhou, B., Baratta, R. V & Li, L. (2004). Frequency-dependent changes in neuromuscular responses to cyclic lumbar flexion. *Journal of Biomechanics*, 37(6), 845–55.
- Maaswinkel, E., Griffioen, M., Perez, R. S. G. M. & van Dieën, J. H. (2016). Methods for assessment of trunk stabilization, a systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 26, 18–35.
- Maaswinkel, E., van Drunen, P., Veeger, D.-J. H. E. J. & van Dieën, J. H. (2015). Effects of vision and lumbar posture on trunk neuromuscular control. *Journal of Biomechanics*, 48(2), 298–303.
- MacDonald, D., Moseley, G. L. & Hodges, P. W. (2009). Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent back pain. *Pain*, 142(3), 183–188.
- Magnusson, M. L., Aleksiev, A., Wilder, D. G., Pope, M. H., Spratt, K., Lee, S. H., ... Weinstein, J. N. (1996). European Spine Society--the AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 5(1), 23–35.

- Maher, C. G. (2000). A systematic review of workplace interventions to prevent low back pain. *Aust J Physiother*, 46(4), 259–269.
- Makhsous, M., Lin, F., Hendrix, R. W., Hepler, M. & Zhang, L. (2003). Sitting with Adjustable Ischial and Back Supports: Biomechanical Changes, 28(11), 1113–1122.
- Manchikanti, L. (2000). Epidemiology of low back pain. *Pain Physician*, 3(2), 167–92.
- Manchikanti, L., Singh, V., Datta, S., Cohen, S. P. & Hirsch, J. A. (2009). Comprehensive review of epidemiology, scope, and impact of spinal pain. *Pain Physician*, 12(4), E35–70.
- Manire, J. T., Kipp, R., Spencer, J. & Swank, A. M. (2010a). Diurnal variation of hamstring and lumbar flexibility. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 24(6), 1464–1471.
- Manire, J. T., Kipp, R., Spencer, J. & Swank, A. M. (2010b). Diurnal variation of hamstring and lumbar flexibility. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 24(6), 1464–71.
- Marras, W. S. (2000). Occupational low back disorder causation and control. *Ergonomics*, 43(7), 880–902.
- Marras, W. S., Lavender, S. A., Leurgans, S. E., Fathallah, F. A., Ferguson, S. A., Allread, W. G. & Rajulu, S. L. (1995). Biomechanical risk factors for occupationally related low back disorders. *Ergonomics*, 38(2), 377–410.
- McGill, S. (2007). *Low Back Disorders: Evidenced-Based Prevention and Rehabilitation*. Human Kinetics.
- McGill, S. M. (2001). Low back stability: from formal description to issues for performance and rehabilitation. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 29(1), 26–31.
- McGill, S. M. (2011). Letter to the editor regarding: "Causal assessment of occupational lifting and low back pain: results of a systematic review" by Wai idr. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, 11(4), 365; author reply 366.
- McGill, S. M. & Kippers, V. (1994). Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. *Spine*, 19(19), 2190–2196.
- Medeiros, J. M., Smidt, G. L., Burmeister, L. F. & Soderberg, G. L. (1977). The influence of isometric exercise and passive stretch on hip joint motion. *Physical Therapy*, 57(5), 518–23.
- Modic, M. T. & Ross, J. S. (2007). Lumbar degenerative disk disease. *Radiology*, 245(1), 43–61.
- Mok, N. W., Brauer, S. G. & Hodges, P. W. (2004). Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*, 29(6), E107–112.
- Monjo, F. & Forestier, N. (2014 a). Movement unpredictability and temporal constraints

- affect the integration of muscle fatigue information into forward models. *Neuroscience*, 277, 584–594.
- Monjo, F. & Forestier, N. (2014 b). Unexperienced mechanical effects of muscular fatigue can be predicted by the Central Nervous System as revealed by anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain Research*, 232(9), 2931–43.
- Moorhouse, K. M. (2005). *Role of Intrinsic and Reflexive Dynamics in the Control of Spinal Stability*. Faculty of the Virginia Polytechnic Institute
- Moorhouse, K. M. & Granata, K. P. (2007). Role of reflex dynamics in spinal stability: intrinsic muscle stiffness alone is insufficient for stability. *Journal of Biomechanics*, 40(5), 1058–1065.
- Mörl, F. & Bradl, I. (2013). Lumbar posture and muscular activity while sitting during office work. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(2), 362–368.
- Moseley, G. L., Nicholas, M. K. & Hodges, P. W. (2004). Does anticipation of back pain predispose to back trouble? *Brain: A Journal of Neurology*, 127(Pt 10), 2339–2347.
- Muslim, K., Bazrgari, B., Hendershot, B., Toosizadeh, N., Nussbaum, M. A. & Madigan, M. L. (2013). Disturbance and recovery of trunk mechanical and neuromuscular behaviors following repeated static trunk flexion: influences of duration and duty cycle on creep-induced effects. *Appl Ergon*, 44(4), 643–651.
- Navalgund, A., Buford, J. A., Briggs, M. S. & Givens, D. L. (2013). Trunk muscle reflex amplitudes increased in patients with subacute, recurrent LBP treated with a 10-week stabilization exercise program. *Motor Control*, 17(1), 1–17.
- Nazari, J., Pope, M. H. & Graveling, R. A. (2012). Reality about migration of the nucleus pulposus within the intervertebral disc with changing postures. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 27(3), 213–217.
- Nijs, J., Apeldoorn, A., Hallegraeff, H., Clark, J., Smeets, R., Malfliet, A., ... Ickmans, K. (2015). Low back pain: guidelines for the clinical classification of predominant neuropathic, nociceptive, or central sensitization pain. *Pain Physician*, 18(3), 333–46.
- Nordin, M. & Frankel, V. V. H. (2012). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health.
- Norman, R., Wells, R., Neumann, P., Frank, J., Shannon, H. & Kerr, M. (1998). A comparison of peak vs cumulative physical work exposure risk factors for the reporting of low back pain in the automotive industry. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(8), 561 – 73.
- O’Sullivan, P. (2005). Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Manual Therapy*, 10(4), 242–55.

- O'Sullivan, P. B. & Beales, D. J. (2007). Diagnosis and classification of pelvic girdle pain disorders--Part 1: a mechanism based approach within a biopsychosocial framework. *Manual Therapy*, 12(2), 86–97.
- O'Sullivan, P., Dankaerts, W., Burnett, A., Chen, D., Booth, R., Carlsen, C., ... Sullivan, P. O. (2006). Evaluation of the flexion relaxation phenomenon of the trunk muscles in sitting. *Spine*, 31(17), 2009–2016.
- O'Sullivan, P., Mitchell, T., Bulich, P., Waller, R. & Holte, J. (2006). The relationship between posture and back muscle endurance in industrial workers with flexion-related low back pain. *Manual Therapy*, 11, 264–271.
- Olson, M. W. (2011). Passive repetitive loading of the lumbar tissues influences force output and EMG during maximal efforts. *European Journal of Applied Physiology*, 111(7), 1269–1278.
- Olson, M. W., Li, L. & Solomonow, M. (2004). Flexion-relaxation response to cyclic lumbar flexion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(8), 769–776.
- Olson, M. W., Li, L. & Solomonow, M. (2009). Interaction of viscoelastic tissue compliance with lumbar muscles during passive cyclic flexion-extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(1), 30–8.
- Paillard, T. (2012). Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 36(1), 162–176.
- Panjabi, M. M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 383–9; discussion 397.
- Panjabi, M. M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *Journal of Spinal Disorders*, 5(4), 390–396; discussion 397.
- Parkinson, R. J., Beach, T. A. C. & Callaghan, J. P. (2004). The time-varying response of the in vivo lumbar spine to dynamic repetitive flexion. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 19(4), 330–6.
- Pengel, L. H. M., Herbert, R. D., Maher, C. G. & Refshauge, K. M. (2003). Acute low back pain: systematic review of its prognosis. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 327(7410), 323.
- Pollock, R. D., Provan, S., Martin, F. C. & Newham, D. J. (2011). The effects of whole body vibration on balance, joint position sense and cutaneous sensation. *European Journal of Applied Physiology*, 111(12), 3069–3077.
- Potvin, J. R. & O'Brien, P. R. (1998, April 1). Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions. Possible implications for spine stability. *Spine*.
- Proske, U. & Gandevia, S. C. (2009). The kinaesthetic senses. *The Journal of Physiology*,

- Punnett, L., Fine, L. J., Keyserling, W. M., Herrin, G. D. & Chaffin, D. B. (1991). Back disorders and nonneutral trunk postures of automobile assembly workers. *Scand J Work Environ Health*, 17(5), 337–346.
- Punnett, L. & Wegman, D. H. (2004). Work-related musculoskeletal disorders: the epidemiologic evidence and the debate. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 14(1), 13–23.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M. & Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*, 25(8), 947–954.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K. & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*, 26(7), 724–730.
- Raj, P. P. (2008). Intervertebral disc: anatomy-physiology-pathophysiology-treatment. *Pain Practice*, 8(1), 18–44.
- Ramond, A., Bouton, C., Richard, I., Roquelaure, Y., Baufreton, C., Legrand, E. & Huez, J.-F. (2011). Psychosocial risk factors for chronic low back pain in primary care-- a systematic review. *Family Practice*, 28(1), 12–21.
- Reeves, N. P., Cholewicki, J. & Milner, T. E. (2005). Muscle reflex classification of low-back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 15(1), 53–60.
- Reeves, N. P., Narendra, K. S., Cholewicki, J., Narend, K. S. & Saxe, J. G. (2007). Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(3), 266–274.
- Richardson, C., Hodges, P. & Hides, J. (2004). *Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization: A Motor Control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain* (2nd ed.). Churchill Livingstone.
- Robertson, D. J., Von Forell, G. A., Alsup, J. & Bowden, A. E. (2013). Thoracolumbar spinal ligaments exhibit negative and transverse pre-strain. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 23, 44–52.
- Roffey, D. M., Wai, E. K., Bishop, P., Kwon, B. K. & Dagenais, S. (2010). Causal assessment of awkward occupational postures and low back pain: results of a systematic review. *Spine J*, 10(1), 89–99.
- Roffey, D. M., Wai, E. K., Bishop, P., Kwon, B. K. & Dagenais, S. (2010). Causal assessment of occupational sitting and low back pain: results of a systematic review. *Spine J*, 10(3), 252–261.
- Rogan, S., Hilfiker, R., Herren, K., Radlinger, L. & de Bruin, E. D. (2011). Effects of whole-

- body vibration on postural control in elderly: a systematic review and meta-analysis. *BMC Geriatrics*, 11, 72.
- Rogers, E. L. & Granata, K. P. (2006). Disturbed paraspinal reflex following prolonged flexion-relaxation and recovery. *Spine*, 31(7), 839–45.
- Rosker, J. & Sarabon, N. (2010). Kinaesthesia and methods for its assessment. *Sport Science Review*, XIX(5), 165–208.
- Rossi, D. M., Morcelli, M. H., Cardozo, A. C., Denadai, B. S., Gonçalves, M. & Navega, M. T. (2015). Discriminant analysis of neuromuscular variables in chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 28(2), 239–46.
- Sadeghi, M., Talebian, S., Olyaei, G. R. & Attarbashi Moghadam, B. (2016). Preparatory brain activity and anticipatory postural adjustments accompanied by externally cued weighted-rapid arm rise task in non-specific chronic low back pain patients and healthy subjects. *SpringerPlus*, 5(1), 674.
- Sánchez-Zuriaga, D., Adams, M. A. & Dolan, P. (2010). Is activation of the back muscles impaired by creep or muscle fatigue? *Spine*, 35(5), 517–525.
- Šarabon, N., Panjan, A. & Voglar, M. (2013). Merilni sistem za objektivno vrednotenje živčno-mišičnih funkcij trupa v kontekstu preventive in zdravljenja bolečine v križu. In *Zasejemo uspeh! Ljubljana: Javna agencija Republike Slovenije za podjetništvo in tuje investicije*.
- Šarabon, N., Voglar, M., Panjan, A. & Fonda, B. (2013). Merilni sistem za vrednotenje živčno-mišičnih funkcij trupa: tehnični razvoj in študija primera. *Sport*, 61(3/4) 68-73
- Sbriccoli, P., Solomonow, M., Zhou, B.-H. & Lu, Y. (2007). Work to rest durations ratios exceeding unity are a risk factor for low back disorder; a feline model. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 17(2), 142–52.
- Schleip, R., Jäger, H. & Klingler, W. (2012). What is "fascia"? A review of different nomenclatures. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(4), 496–502.
- Schleip, R., Klingler, W. & Lehmann-Horn, F. (2005). Active fascial contractility: Fascia may be able to contract in a smooth muscle-like manner and thereby influence musculoskeletal dynamics. *Medical Hypotheses*, 65(2), 273–277.
- Schmidt, C. P., Zwingenberger, S., Walther, a, Reuter, U., Kasten, P., Seifert, J., ... Stiehler, M. (2014). Prevalence of low back pain in adolescent athletes - an epidemiological investigation. *International Journal of Sports Medicine*, 35(8), 684–689.
- Shin, G. & D'Souza, C. (2010). EMG activity of low back extensor muscles during cyclic flexion/extension. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 20(4), 742–749.

- Shin, G., D'Souza, C. & Liu, Y.-H. (2009). Creep and fatigue development in the low back in static flexion. *Spine*, 34(17), 1873–8.
- Shumway-Cook, A. & Woollacott, M. H. (2007). *Motor control: translating research into clinical practice*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Simmonds, N., Miller, P. & Gemmell, H. (2012). A theoretical framework for the role of fascia in manual therapy. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 16(1), 83–93.
- Sjøgaard, G., Kiens, B., Jørgensen, K. & Saltin, B. (1986). Intramuscular pressure, EMG and blood flow during low-level prolonged static contraction in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 128(3), 475–84.
- Sjölander, P., Johansson, H. & Djupsjöbacka, M. (2002). Spinal and supraspinal effects of activity in ligament afferents. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12(3), 167–176.
- Sokol, M. D., Raichlen, D. A. & Pontzer, H. (2007). Chimpanzee locomotor energetics and the origin of human bipedalism. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 104(30), 12265–9.
- Solomonow, M. (2009). Ligaments: a source of musculoskeletal disorders. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 13(2), 136–154.
- Solomonow, M. (2011). Time dependent spine stability: the wise old man and the six blind elephants. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 26(3), 219–228.
- Solomonow, M. (2012). Neuromuscular manifestations of viscoelastic tissue degradation following high and low risk repetitive lumbar flexion. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(2), 155–175.
- Solomonow, M., Baratta, R. V. V, Zhou, B.-H., Burger, E., Zieske, A. & Gedalia, A. (2003). Muscular dysfunction elicited by creep of lumbar viscoelastic tissue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 381–396.
- Solomonow, M., Baratta, R., Zhou, B. H., Shoji, H., Bose, W., Beck, C. & D'Ambrosia, R. (1987). The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American Journal of Sports Medicine*, 15(3), 207–13.
- Springer, B. K. & Pincivero, D. M. (2009). The effects of localized muscle and whole-body fatigue on single-leg balance between healthy men and women. *Gait & Posture*, 30(1), 50–54.
- Stecco, C., Porzionato, A., Lancerotto, L., Stecco, A., Macchi, V., Day, J. A. & De Caro, R. (2008). Histological study of the deep fasciae of the limbs. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 12(3), 225–230.
- 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.

- Stokes, I. a, Gardner-Morse, M., Henry, S. M. & Badger, G. J. (2000). Decrease in trunk muscular response to perturbation with preactivation of lumbar spinal musculature. *Spine*, 25(15), 1957–1964.
- Stokes, I. A. F. & Gardner-Morse, M. (2003). Spinal stiffness increases with axial load: another stabilizing consequence of muscle action. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 397–402.
- Strang, A. J. & Berg, W. P. (2007). Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. *Experimental Brain Research.*, 178(1), 49–61.
- Strang, A. J., Choi, H. J. & Berg, W. P. (2008). The effect of exhausting aerobic exercise on the timing of anticipatory postural adjustments. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(1), 9–16.
- Stubbs, M., Harris, M., Solomonow, M., Zhou, B., Lu, Y. & Baratta, R. . V. (1998). Ligamento-muscular protective reflex in the lumbar spine of the feline. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(4), 197–204.
- Sullivan, A. & McGill, S. M. (1990). Changes in spine length during and after seated whole-body vibration. *Spine*, 15(12), 1257–60.
- Takahashi, I., Kikuchi, S., Sato, K. & Sato, N. (2006). Mechanical load of the lumbar spine during forward bending motion of the trunk-a biomechanical study. *Spine*, 31(1), 18–23.
- Takala, E.-P., Wai, E. K., Roffey, D. M., Bishop, P., Al., E., Roffey, D. M., ... Ward, A. (2010). Lack of "statistically significant" association does not exclude causality. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, 10(10), 944; author reply 944–5.
- Taylor, D. C., Brooks, D. E. & Ryan, J. B. (1997). Viscoelastic characteristics of muscle: passive stretching versus muscular contractions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29(12), 1619–24.
- Teyssèdre, C., Lino, F., Zattara, M. & Bouisset, S. (2000). Anticipatory EMG patterns associated with preferred and non-preferred arm pointing movements. *Experimental Brain Research. Experimentelle Hirnforschung. Expérimentation Cérébrale*, 134(4), 435–440.
- Theorell, T., Nordemar, R. & Michélsen, H. (1993). Pain thresholds during standardized psychological stress in relation to perceived psychosocial work situation. Stockholm Music I Study Group. *Journal of Psychosomatic Research*, 37(3), 299–305.
- Toosizadeh, N. & Nussbaum, M. A. (2013). Creep deformation of the human trunk in response to prolonged and repetitive flexion: measuring and modeling the effect of external moment and flexion rate. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(6),

- Tsai, T.-T., Cheng, C.-M., Chen, C.-F. & Lai, P.-L. (2014). Mechanotransduction in intervertebral discs. *Journal of Cellular and Molecular Medicine*.
- Tsao, H., Danneels, L. A. & Hodges, P. W. (2011a). ISSLS prize winner: Smudging the motor brain in young adults with recurrent low back pain. *Spine*, 36(21), 1721–7.
- Tsao, H., Danneels, L. & Hodges, P. W. (2011b). Individual fascicles of the paraspinal muscles are activated by discrete cortical networks in humans. *Clinical Neurophysiology*, 122(8), 1580–1587.
- van Dieën, J. . H., Heijblom, P. & Bunkens, H. (1998). Extrapolation of time series of EMG power spectrum parameters in isometric endurance tests of trunk extensor muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(1), 35–44.
- van Dieën, J. H., Cholewicki, J. & Radebold, A. (2003). Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*, 28(8), 834–41.
- van Dieën, J. H., Kingma, I., van der Bug, P. & van der Bug, J. C. E. (2003). Evidence for a role of antagonistic cocontraction in controlling trunk stiffness during lifting. *Journal of Biomechanics*, 36(12), 1829–36.
- van Dieën, J. H., Koppes, L. L. J. & Twisk, J. W. R. (2010). Postural sway parameters in seated balancing; their reliability and relationship with balancing performance. *Gait & Posture*, 31(1), 42–46.
- van Dieën, J. H., Selen, L. P. J. J. & Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(4), 333–351.
- van Dieën, J. H., Westebring-van der Putten, E. P., Kingma, I. & de Looze, M. P. (2009). Low-level activity of the trunk extensor muscles causes electromyographic manifestations of fatigue in absence of decreased oxygenation. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(3), 398–406.
- van Drunen, P., Maaswinkel, E., van der Helm, F. C. T., van Dieën, J. H. & Happee, R. (2013). Identifying intrinsic and reflexive contributions to low-back stabilization. *Journal of Biomechanics*, 46(8), 1440–1446.
- Vera-Garcia, F. J., Brown, S. H. M., Gray, J. R. & McGill, S. M. (2006). Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(5), 443–455.
- Videman, T. & Battie, M. C. (1999). The influence of occupation on lumbar degeneration. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(11), 1164–1168.

- Vleeming, A., Pool-Goudzwaard, A. L., Stoeckart, R., van Wingerden, J. P. & Snijders, C. J. (1995). The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. *Spine*, 20(7), 753–758.
- Voglar, M. & Sarabon, N. (2014). Reflex delays of the trunk muscles in response to postural perturbations: A reliability study. *Journal of Biomechanics*.
- Voglar, M. & Šarabon, N. (2012). *Ponovljivost samodejnih aktivacijskih vzorcev mišic trupa izzvanih z različnimi nenadnimi mehanskimi motnjami. Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije. Univerza na Primorskem, Koper.*
- Völker, I., Kirchner, C., Bock, O. L. & Wascher, E. (2015). Body Sway as a Possible Indicator of Fatigue in Clerical Workers. *Safety and Health at Work*, 6(3), 206–10.
- Vos, T., Flaxman, A. D., Naghavi, M., Lozano, R., Michaud, C., Ezzati, M., ... Memish, Z. A. (2012). Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. *Lancet*, 380(9859), 2163–2196.
- Vuillerme, N., Nougier, V. & Teasdale, N. (2002). Effects of lower limbs muscular fatigue on anticipatory postural adjustments during arm motions in humans. *J Sports Med Phys Fitness*, 42(3), 289–294.
- Waddell, G. & Burton, A. K. (2001). Occupational health guidelines for the management of low back pain at work: evidence review. *Occup Med (Lond)*, 51(2), 124–135.
- Wai, E. K., Roffey, D. M., Bishop, P., Kwon, B. K. & Dagenais, S. (2010a). Causal assessment of occupational bending or twisting and low back pain: results of a systematic review. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, 10(1), 76–88.
- Wai, E. K., Roffey, D. M., Bishop, P., Kwon, B. K. & Dagenais, S. (2010b). Causal assessment of occupational carrying and low back pain: results of a systematic review. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, 10(7), 628–38.
- Walker, B. F. (2000). The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998. *Journal of Spinal Disorders*, 13(3), 205–17.
- Waongenngarm, P., Rajaratnam, B. S. & Janwantanakul, P. (2016). Internal Oblique and Transversus Abdominis Muscle Fatigue Induced by Slumped Sitting Posture after 1 Hour of Sitting in Office Workers. *Safety and Health at Work*, 7(1), 49–54.
- 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), 280–6.
- Whatley, B. R. & Wen, X. (2012). Intervertebral disc (IVD): Structure, degeneration, repair and regeneration. *Materials Science and Engineering: C*, 32(2), 61–77.

- Wieser, S., Horisberger, B., Schmidhauser, S., Eisenring, C., Brügger, U., Ruckstuhl, A., ... Müller, U. (2011). Cost of low back pain in Switzerland in 2005. *The European Journal of Health Economics: HEPAC: Health Economics in Prevention and Care*, 12(5), 455–467.
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T. & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24(8), 755–62.
- Willson, J. D., Dougherty, C. P., Ireland, M. L. & Davis, I. M. (2005). Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 13(5), 316–325.
- Yahia, L. H., Newman, N. & Rivard, C. H. (1988). Neurohistology of lumbar spine ligaments. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 59(5), 508–512.
- Yahia, L. H., Pigeon, P. & DesRosiers, E. A. (1993). Viscoelastic properties of the human lumbodorsal fascia. *Journal of Biomedical Engineering*, 15(5), 425–429.
- Yahia, L., Rhalmi, S., Newman, N. & Isler, M. (1992). Sensory innervation of human thoracolumbar fascia. An immunohistochemical study. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 63(2), 195–197.
- Zander, T., Rohlmann, A. & Bergmann, G. (2004). Influence of ligament stiffness on the mechanical behavior of a functional spinal unit. *Journal of Biomechanics*, 37(7), 1107–1111.
- Zedka, M., Prochazka, A., Knight, B., Gillard, D. & Gauthier, M. (1999). Voluntary and reflex control of human back muscles during induced pain. *J Physiol*, 520 Pt 2, 591–604.

PRILOGE

Priloga 1: Vprašalnik

Prosimo vas, da si vzamete nekaj minut in natančno izpolnite vprašalnik. S podatki, pridobljenimi s tem vprašalnikom, bomo ravnali v skladu s pravili o varovanju osebnih podatkov. Pri obdelavi in poročanju rezultatov bomo uporabljali le zaporedno številko in ne vašega imena in/ali priimka. V kolikor se vam med reševanjem vprašalnika pojavi kakršnokoli vprašanje ali nejasnost, se, prosim, obrnite na katerega izmed prisotnih raziskovalcev.

Št. _____

1) Spol M Ž; Starost ____ let; Višina ____ cm; Teža ____ kg.

2) Izobrazba:

Osnovna šola ali manj Srednja poklicna ali srednja tehnična izobrazba

Višješolska, visokošolska ali prva stopnja po bolonjskem sistemu

Univerzitetna ali 2 stopnja po bolonjskem sistemu Več

3) Na katerem delovnem mestu delate _____

4) V kolikor delate s stroji, natančno opredelite vrsto stroja, na katerem delate najpogosteje

_____, in na katerem delate danes

_____.

5) Koliko let delate na trenutnem delovnem mestu? _____ let.

6) Koliko kilometrov ste oddaljeni od službe? _____ km.

7) Kako najpogosteje prihajate v službo (obkrožite)?

z javnim prevozom z osebnim avtom z motornim kolesom

s kolesom peš drugo _____

8) Koliko ur tedensko ste v povprečju gibalno/športno aktivni do te mere, da se pri tem zadihate in spotite? V povprečju _____ ur _____ minut.

Hobi, kateremu posvetite največ prostega časa _____.

Priloga 1: Vprašalnik

- 9) Spodaj je naštetih 15 stvari, s katerimi smo pri svojem delu lahko bolj ali manj zadovoljni. Z ocenami od 1 do 5 izrazite svojo stopnjo zadovoljstva za VSAKO od njih. Ocena 5 pomeni, da ste z nečim zelo zadovoljni, ocena 4, da ste zadovoljni, vendar ne tako zelo, ocena 3 je srednja in pomeni, da niste niti zadovoljni, pa tudi ne nezadovoljni, ocena 2 pomeni, da ste z nečim nezadovoljni, ocena 1 pa, da ste zelo nezadovoljni. Pri ocenjevanju uporabljajte vseh pet ocen, razen seveda, če se vaše zadovoljstvo tako zelo izrazito nagiba v eno ali v drugo smer.

STOPNJA ZADOVOLJSTVA



	1	2	3	4	5
DELOVNE RAZMERE	1	2	3	4	5
možnosti NAPREDOVANJA	1	2	3	4	5
OBVEŠČENOST o dogodkih v podjetju	1	2	3	4	5
PLAČA in druge materialne ugodnosti	1	2	3	4	5
odnosi s SODELAVCI	1	2	3	4	5
STALNOST ZAPOSLOTITVE	1	2	3	4	5
možnosti STROKOVNEGA RAZVOJA	1	2	3	4	5
SVOBODA in samostojnost pri delu	1	2	3	4	5
UGLED dela	1	2	3	4	5
SOODLOČANJE pri delu in poslovanju	1	2	3	4	5
USTVARJALNOST dela	1	2	3	4	5
VARNOST dela	1	2	3	4	5
NEPOSREDNI VODJA	1	2	3	4	5
ZAHTEVNOST dela (fizična in psihična)	1	2	3	4	5
ZANIMIVOST dela	1	2	3	4	5

- 10) Ali ste imeli v letu 2012 mišično-skeletno bolečino (katerikoli del telesa), ki vas je vsaj delno ovirala pri vašem delu? DA NE

- 11) Če DA, označite, v katerih predelih:

- Ramena Komolec Zapestje/roka
 Kolk Koleno Gleženj/stopalo
 Vrat Zgornji del hrbta – v predelu lopatic Spodnji del hrbta (križ)

- 12) Ali ste bili v letu 2012 zaradi mišično-skeletnih bolečin odsotni z dela? DA NE

Če da, koliko dni _____

V kolikor ste imeli v letu 2012 bolečine v spodnjem delu hrbta, prosim, nadaljujte z reševanjem vprašalnika, v nasprotnem primeru se vam za vaš čas in pripravljenost iskreno zahvaljujemo.

Vsa nadaljnja vprašanja se nanašajo na vaše bolečine v spodnjem delu hrbta.

Priloga 1: Vprašalnik

13) Ali ste obiskali zdravnika zaradi vaših težav v spodnjem delu hrbta ? DA NE

14) Ali ste zaradi bolečine v spodnjem delu hrbta opravljali prilagojene delovne naloge? DA NE

Če da, koliko dni _____.

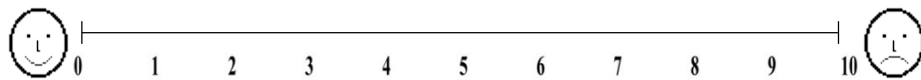
15) Ali ste bili v letu 2012 zaradi bolečin v spodnjem delu hrbta odsotni z dela? DA NE

Če da, koliko dni _____.

16) Koliko ločenih epizod bolečine ste imeli v letu 2012? _____.

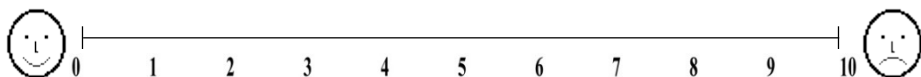
17) Koliko časa so najdlje trajale vaše bolečine v spodnjem delu hrbta v letu 2012? _____.

18) Na spodnji črti označite jakost vaše največje bolečine v spodnjem delu hrbta v letu 2012. (Merilo je razdeljeno na 10 razdelkov in pomeni od 1–3 blago bolečino, 4–7 srednje močno bolečino in 8–10 močno oziroma nevzdržno bolečino):



19) Ali ste imeli bolečino v spodnjem delu hrbta v zadnjih 7 dneh? DA NE

20) Na spodnji črti označite jakost vaše trenutne bolečine v spodnjem delu hrbta (merilo je razdeljeno na 10 razdelkov in pomeni od 1–3 blago bolečino, 4–7 srednje močno bolečino in 8–10 močno oziroma nevzdržno bolečino):



21) Koliko časa trajajo vaše trenutne bolečine v spodnjem delu hrbta? _____.

Priloga 1: Vprašalnik

22) Kadar vas boli križ, vas to morda ovira pri vsakodnevnih dejavnostih. Ta seznam vsebuje nekaj izjav, s katerimi so osebe opisale sebe v času, ko so imele bolečine v križu. Ko jih boste prebrali, boste morda ugotovili, da nekatere izjave izstopajo, ker opisujejo vaše današnje stanje. Ko preberete stavek, ki ustreza vašemu današnjemu stanju, označite DA v stolpec. Če vas stavek ne opisuje, označite v stolpec NE. Pomembno je, da označite z DA tisti stavek, ki opisuje vaše današnje stanje.

1. Zaradi težav s križem večino časa ostanem doma.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
2. Pogosto spremenim položaj telesa tako, da najdem udoben položaj za križ ali nogo.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
3. Zaradi težav s križem hodim počasneje kot po navadi.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
4. Zaradi težav s križem ne opravljam domačih opravil, kot sem jih po navadi.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
5. Zaradi težav s križem ob vzpenjanju po stopnicah uporabljam ročaj.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
6. Zaradi težav s križem se moram nečesa oprijeti, da vstanem s preprostega stola.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
7. Zaradi težav s križem ali bolečine v nogi se oble čem počasneje kot po navadi.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
8. Zaradi težav s križem ali bolečine v nogi lahko stojim le kratek čas.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
9. Zaradi težav s križem ne poklekujem ali se ne sklanjam.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
10. Zaradi težav s križem ali bolečine v nogi se v postelji težko obrnem.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
11. Križ ali noga me boli skoraj ves čas.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
12. Zaradi bolečine v križu ali nogi prehodim le kratke razdalje.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
13. Zaradi težav s križem slabše spim.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
14. Zaradi težav s križem se izogibam težkim hišnim opravilom.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
15. Zaradi težav s križem sem bolj razdražljiv in slabše volje v odnosu do ljudi kot po navadi.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
16. Zaradi težav s križem se po stopnicah vzpenjam počasneje kot po navadi.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
17. Zaradi težav s križem večino časa ostanem v postelji.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
18. Zaradi težav s križem se je moja spolna aktivnost zmanjšala.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
19. Boleče ali občutljive dele telesa si pogosto masiram ali podlagam.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
20. Zaradi težav s križem opravljam manj hišnih opravil kot po navadi.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
21. Pogosto potožim ljudem glede svojega zdravja.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE

Hvala za vaš trud.

Koper, _____

Ime, priimek in podpis
