

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

Kaja Kastelic

**AKUTNI VPLIV OSEM-URNEGA
DELOVNIKA PISARNIŠKIH DELAVCEV
NA NEKATERE SENZORIČNO-
MOTORIČNE FUNKCIJE TRUPA**

Magistrsko delo

Koper, avgust 2015

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE

APLIKATIVNA KINEZILOGIJA

**AKUTNI VPLIV OSEM-URNEGA
DELOVNICA PISARNIŠKIH DELAVCEV
NA NEKATERE SENZORIČNO-
MOTORIČNE FUNKCIJE TRUPA**

Magistrsko delo

MENTOR
izr. prof. dr. Nejc Šarabon

Avtorica
KAJA KASTELIC

SOMENTOR
Matej Voglar

Koper, avgust 2015

Ime in PRIIMEK: Kaja KASTELIC

Naslov magistrskega dela: Akutni vpliv osem-urnega delovnika pisarniških delavcev na nekatere senzorično-motorične funkcije trupa

Kraj: Koper

Leto: 2015

Število listov: 70 Število slik: 9 Število tabel: 1

Število prilog: 2 Št. strani prilog: 5

Število referenc: 391

Mentor: izr. prof. dr. Nejc Šarabon

Somentor: Matej Voglar

UDK:

Ključne besede: bolečina v spodnjem delu hrbta, sedenje, kinestezija, anticipatorne posturalne prilagoditve, posturalne refleksne reakcije

Povzetek: UVOD: V zadnjih desetletjih so bili prepoznani številni mehanizmi, preko katerih lahko dolgotrajno sedenje kvarno vpliva na hrbtenične strukture in funkcije trupa ter s tem pomembno prispeva k nastanku in/ali vztrajanju bolečine v spodnjem delu hrbta. Le-ta problematika predstavlja velik zdravstveni in socio-ekonomski problem, s čimer ostaja potreba po izboljšavah preventivnih in kurativnih strategij obvladovanja. Namen magistrskega dela je bil ovrednotiti akutni vpliv osem-urnega delovnika v pisarni na izbrane senzorično-motorične funkcije trupa in gibalne sposobnosti. METODE: V raziskavi je sodelovalo 17 zdravih preiskovancev, ki opravljajo delo sede v pisarni. Vsak preiskovanec je sklop meritev opravil dva-krat znotraj istega dne, in sicer pred ter po delovniku v pisarni. Merili smo največje pasivne obsege gibov v kolku, največji obseg giba ledvenega in prsnega dela trupa med predklonom stoje, kinestezijo trupa, anticipatorne posturalne prilagoditve (APP) na nenadne pričakovane motnje ter posturalne refleksne reakcije (PRR) na nenadne obremenitve preko rok. Za ugotavljanje razlik pred in po delovniku smo uporabili t-test. REZULTATI: Po delovniku se je pri APP zmanjšala amplituda odziva ($p = 0,011$) in variabilnost amplitude ($p = 0,018$) pri mišici obliquus externus abdominis ter variabilnost amplitude pri mišici erector spinae ($p = 0,046$). Pri PRR se je zmanjšala latenca odziva ($p = 0,039$) pri mišici obliquus externus abdominis. Pokazal se je trend zmanjšane obsega ekstenzije kolka in večje repozicijske napake trupa. ZAKLJUČEK: Osem-urni delovnik v pisarni akutno neugodno vpliva na posturalne funkcije trupa. Kaže se tudi trend zmanjšanja največjega obsega giba ekstenzije kolka in slabše kinestetične zaznave trupa. Pisarniškim delavcem svetujemo uvedbo aktivnih odmorov med delom in rekreacijo v prostem času. Po dolgotrajnem sedenju odsvetujemo takojšnje težje fizične aktivnosti.

Name and SURNAME: Kaja KASTELIC

Title of master thesis: Acute effect of eight-hour office work on some sensory-motor trunk functions

Place: Koper

Year: 2015

Number of sheets: 70 Number of pictures: 9 Number of tables:1

Number of enclosures: 2 Number of enclosure pages: 5

Number of references: 391

Mentor: izr. prof. dr. Nejc Šarabon

Co-mentor: Matej Voglar

UDK:

Key words: low back pain, sitting, kinesthesia, anticipatory postural adaptations, postural reflexive reactions

Abstract: INTRODUCTION: In last decades many harmful mechanisms through which prolonged sitting can impair spine structures and trunk functions have been identified. These detrimental changes can lead to low back pain development or its persistence. Low back pain is a massive health and socio-economic problem, so there is an urge for better preventive and curative strategies. The purpose of this master thesis was evaluation of acute influence of eight-hour office work on some sensory-motor functions of the trunk and movement abilities. METHODS: 17 healthy office workers participated in the study. Each subject was tested two times within the same day – before and after working hours at the office. The following tests were carried out: maximum passive range of motion of the hip, range of motion of lumbar and thoracic part of the trunk, kinesthetic sense of the trunk, anticipatory postural adaptations (APA) to fast arm rising and postural reflexive reactions (PRR) to external arm loading. T-test was used to determine differences between pre-work and post-work test results. RESULTS: After eight-hour office work, there was APP decrease in response amplitude ($p = 0.011$) and in variability of amplitude ($p = 0.018$) in obliquus externus abdominis muscle and a decrease in variability of amplitude in erector spinae muscles ($p = 0.046$). PRRs showed a decrease in response latency ($p = 0.039$) of obliquus externus abdominis muscle. There was also a tendency of decreased range of motion for hip extension and impaired of kinesthetic sense of the trunk. CONCLUSION: Eight-hour office work has unfavorable influence on postural trunk functions. There is also a tendency of decreased range of motion of the hip extension and impaired kinesthetic sense of the trunk. Office workers should be advised to perform regular active breaks at work and to build a physically active lifestyle outside their work. Immediately after the prolonged sitting, hard physical work should be avoided.

UNIVERZA NA PRIMORSKEM
UNIVERSITÀ DEL LITORALE / UNIVERSITY OF PRIMORSKA

**FAKULTETA ZA MATEMATIKO, NARAVOSLOVJE IN
INFORMACIJSKE TEHNOLOGIJE**

FACOLTÀ DI SCIENZE MATEMATICHE NATURALI E
TECNOLOGIE INFORMATICHE
FACULTY OF MATHEMATICS, NATURAL SCIENCES AND
INFORMATION TECHNOLOGIES

Glagoljaška 8, SI – 6000 Koper
Tel.: (+386 5) 611 75 70
Fax: (+386 5) 611 75 71
www.famnit.upr.si
info@famnit.upr.si



UNIVERZA NA PRIMORSKEM
UNIVERSITÀ DEL LITORALE
UNIVERSITY OF PRIMORSKA

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

IZJAVA O AVTORSTVU MAGISTRSKEGA DELA

Podpisana Kaja Kastelic, študentka magistrskega študijskega programa 2. stopnje
Aplikativna kineziologija,

izjavljam,

da je magistrsko delo z naslovom »Akutni vpliv osem-urnega delovnika pisarniških
delavcev na nekatere senzorično-motorične funkcije trupa«

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

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

Podpis študentke:

V Kopru, dne 18.8.2015

ZAHVALA

*Zahvaljujem se mentorju Nejcu Šarabonu za strokovno pomoč, spodbude in usmeritve pri nastajanju magistrskega dela in ob končevanju drugostopenjskega študija,
Mateju Voglarju za pomoč pri nastajanju naloge in bodrenje ob rano-jutranjih meritvah v Luki Koper,
podjetju Luka Koper d.d. in njihovim delavcem za sodelovanje v raziskavi,
podjetju S2P, znanost v prakso, d.o.o. za tehnično in programsko podporo pri meritvah,
ter Pomurski izobraževalni fundaciji za finančno podporo tekom študija.*

Posebno zahvalo namenjam moji mami; za ljubečo podporo, potrpežljivost in spodbude.

KAZALO POGLAVIJ

1 UVOD	1
1.1 Bolečina v spodnjem delu hrbta	5
1.2 Sedenje in epidemiologija bolečine v spodnjem delu hrbta	8
1.3 Položaj anatomskih struktur med sedenjem	13
1.4 Mišična aktivnost med sedenjem	17
1.5 Obremenitve hrbteničnih struktur med sedenjem	21
1.6 Vpliv dolgotrajnega sedenja na zdravje hrbteničnih struktur – kvarni mehanizmi	26
1.6.1 Vpliv na medvretenčne diske, fasetne sklepe in sakroiliakalni sklep	27
1.6.2 Vpliv na mišice	31
1.6.3 Vpliv na ligamente, fascije in sklepne kapsule	35
2 PREDMET, PROBLEM IN NAMEN	42
2.1 Koncept stabilnosti hrbtenice	42
2.2 Predmet in problem	44
2.2.1 Gibljivost	45
2.2.2 Kinesteziija	46
2.2.3 Posturalne funkcije trupa	47
2.3 Namen	49
3 CILJI IN HIPOTEZE	51
3.1 Cilji	51
3.2 Hipoteze	51
4 METODE	52
4.1 Preiskovanci	52
4.2 Načrt raziskave	53
4.3 Merilna oprema	53
4.4 Merilni postopki	54
4.5 Obdelava in vrednotenje podatkov ter statistična analiza	59
5 REZULTATI	61
6 RAZPRAVA	66
7 ZAKLJUČEK	82
LITERATURA	84

KAZALO TABEL

Tabela 1: Splošni podatki preiskovancev.....	52
--	----

KAZALO SLIK

Slika 1: Prikaz položaja preiskovanca med (a) merjenjem največjega obsega fleksije in (b) ekstenzije kolka.	55
Slika 2: Prikaz preiskovanca med izvajanjem meritev največjega obsega fleksije trupa v stoječem položaju.	56
Slika 3: Prikaz preiskovanca med izvajanjem testa repozicije trupa v smeri fleksije trupa.	57
Slika 4: Prikaz preiskovanca med izvedbo (a) meritev anticipatornih posturalnih prilagoditev in (b) posturalnih refleksnih reakcij.	59
Slika 5: Rezultati največjega obsega fleksije in ekstenzije kolka pred in po delovniku v pisarni.	62
Slika 6: Rezultati največjega obsega fleksije trupa v stoječem položaju pred in po delovniku v pisarni.	62
Slika 7: Rezultati testa kinestetične zaznave trupa v bočni ravnini pred in po delovniku v pisarni.	63
Slika 8: Rezultati anticipatornih posturalnih prilagoditev pred in po delovniku v pisarni.	64
Slika 9: Rezultati posturalnih refleksnih reakcij pred in po delovniku v pisarni.	65

1 UVOD

Življenjski slog se je zlasti v zadnjih desetletjih dramatično spremenil. Sodobni človek je v primerjavi s preteklimi generacijami fizično manj aktiven (Brownson, Boehmer & Luke, 2005; Egger, Vogels & Westerterp, 2001; Ng & Popkin, 2012). Zaradi tehnološkega razvoja, ki je vplival na vsa področja vsakdana – na delovno mesto, domača opravila, transport in prosti čas – lahko večino dela opravi brez resnejšega fizičnega napora (Brown, Bauman & Owen, 2009). Še več, narava številnih del zahteva vztrajanje v sedečem položaju – dolgotrajno sedenje. Študije kažejo, da ljudje v razvitem delu sveta glavnino dneva preživijo sedentarno (lat. sedēre pomeni sedeti). Pridevnik poimenuje čas budnosti, ko je zaradi nizke fizične aktivnosti metabolna poraba človeškega organizma povečana le za do 50 % glede na bazalno (Sedentary Behaviour Research, 2012), to je tipično med ležanjem in sedenjem. Zlasti slednji telesni položaj je tisti, v katerem mnogi preživijo največji del dneva.

Sedimo med gledanjem televizije in uporabo računalnika, v avtomobilih in ostalih prevoznih sredstvih, med branjem in pisanjem, družabnimi in poslovnimi dogodki, na številnih kulturnih in športnih prireditvah itd. Sodobni človek ima tekom dneva veliko priložnosti za sedenje in zdi se, da je sedentarno obnašanje globoko zasidrano v naši kulturi. Objektivno izmerjeni podatki kažejo, da so odrasli ljudje v razvitem delu sveta v povprečju sedentarni med 55 in 60 % časa budnosti (Hagstromer, Oja & Sjostrom, 2007; Healy idr., 2007; Matthews idr., 2008; Spittaels idr., 2012; Tudor-Locke, Brashear, Johnson & Katzmarzyk, 2010), kar je ekvivalent slabim 10-im uram dnevno. Na drugi strani je samoporočan čas dnevnega sedenja v povprečju precej nižji in pri evropski populaciji znaša dobrih 5 ur na dan (309 ± 184 min/dan) (Bennie idr., 2013). Podobno je tudi povprečje številnih drugih držav (346 ± 204 min/dan) (Bauman idr., 2011). Pokazano je bilo, da je samoporočan čas dnevnega sedenja pogosto podcenjen, po eni od študij celo za slabi dve uri in pol (Lagersted-Olsen idr., 2014).

Do danes so prepoznali številne osebne, socialne in okoljske dejavnike, ki vplivajo na količino posameznikovega dnevnega sedenja in/ali sedentarnost. Študije kažejo, da količina sedentarnosti s starostjo narašča dokaj linearno (Matthews idr., 2008). Najmanj sedentarni so otroci (42 % časa budnosti) ter najbolj starostniki (67 % časa budnosti). Večja odstopanja od linearnega trenda beležijo v času adolescence in zgodnje odraslosti. Še posebej med dekletimi je na račun zmanjšanja časa nizko intenzivne fizične aktivnosti količina sedentarnosti, po eni od študij za 8 % višja kot

v času pred adolescenco ter za 6 % višja kot med odraslimi ženskami (Spittaels idr., 2012). Med spoloma generalno ne prihaja do večjih razlik (Bennie idr., 2013; Matthews idr., 2008). Primerjava povprečnega časa sedenja med državami pokaže, da prebivalci iz ekonomsko razvitejših in klimatsko hladnejših držav sedijo več (Bauman idr., 2012; Bennie idr., 2013). V pozitivni povezavi s časom sedenja oz. sedentarnostjo so med drugim; indeks telesne mase (Pedisic idr., 2014), slabši zdravstveni status (Bennie idr., 2013), odsotnost otrok v gospodinjstvu (Rhodes, Mark & Temmel, 2012) in višja stopnja izobrazbe (Bauman idr., 2012; Bennie idr., 2013). Ukvarjanje z zmerno do visoko intenzivnimi fizičnimi aktivnostmi je v negativni povezavi (Mansoubi, Pearson, Biddle & Clemes, 2014; Spittaels idr., 2012).

Velik vpliv na količino posameznikovega dnevnega sedenja ima delovno mesto. Delavci, ki so zaposleni za polni delovni čas preživijo vsaj tretjino dneva v službi. Z razvojem moderne tehnologije je sedenje postalo najpogostejši delovni položaj (Li & Haslegrave, 1999). Po nekaterih ocenah je zaradi narave dela kar tri četrtine delavcev v razvitem delu sveta na delovnem mestu sedentarnih (Reinecke, Hazard, Coleman & Pope, 1992). Velikim količinam dnevnega sedenja so izpostavljeni zlasti pisarniški delavci. Študije kažejo, da slednji na delovnem mestu sedijo od 65 do 79 % časa (Alkhajah idr., 2012; Clemes, Patel, Mahon & Griffiths, 2014; Dutta, Koepp, Stovitz, Levine & Pereira, 2014; Evans idr., 2012; Gorman idr., 2013; Ryde, Brown, Gilson & Brown, 2013; Thorp idr., 2012), kar pri osem-urnem delavniku znese med 5,2 in 6,3 ure na dan. Podrobnejši vpogled v dinamiko sedenja pokaže, da tekom delovnika iz stola vstanejo v povprečju skoraj 30-krat (Evans idr., 2012; Ryan, Dall, Granat & Grant, 2011; Ryde idr., 2013) in naredijo kar 3742 ± 2493 korakov (Clemes idr., 2014). V eni od študij so poročali, da 67 % časa sedenja na delovnem mestu sedijo v periodah daljših od 20 minut, 52 % časa v periodah daljših od 30 minut ter 25 % časa v periodah daljših od 55 minut (Ryan idr., 2011). Podobno so poročali tudi v drugi študiji, in sicer da pisarniški delavci 55 ± 20 % časa sedijo v periodah dolgih vsaj 30 minut, kar predstavlja $3,7 \pm 1,4$ period tekom enega dne (Evans idr., 2012). Spet v tretji študiji so poročali o bistveno krajših periodah sedenja, ki večinoma (80 %) niso presegle 20 minut. Delavci so le redko neprekinjeno sedeli več kot 60 minut ($0,69 \pm 0,62$ -krat na dan) (Ryde idr., 2013).

Pisarniški delavci veliko sedijo tudi izven delovnega časa, in sicer dodatnih 4 do 5 ur na dan (Alkhajah idr., 2012; Jans, Proper & Hildebrandt, 2007). Njihov skupni čas dnevnega sedenja tako znaša dobrih 10 ur (Dutta idr., 2014; McCrady & Levine, 2009). Po eni od študij so pisarniški delavci na delovni dan sedentarni 70 % časa

budnosti in na dela prost dan 63 % (Thorp idr., 2012), kar bistveno presega vrednosti splošne odrasle populacije (55 do 60 %). Odnosi med sedenjem in fizično aktivnostjo na delovnem mestu in v prostem času so kompleksni in izsledki študij pogosto nasprotujoči. Kaže se trend po katerem posamezniki, ki veliko sedijo v službi, sedijo več tudi izven delovnega časa (Chau, van der Ploeg, Merom, Chey & Bauman, 2012; Clemes idr., 2014; Jans idr., 2007), a se hkrati pogosteje ukvarjajo s športno rekreacijo v prostem času (Chau idr., 2012; Kirk & Rhodes, 2011). Kljub temu ostaja povezava med celokupno fizično aktivnostjo na delovnem mestu in v prostem času pozitivna (Kirk & Rhodes, 2011). Številni avtorji poudarjajo, da je zlasti tiste skupine delavcev, ki so tekom delovnega časa sedentarni potrebno osveščati, naj nižjo fizično aktivnost na delovnem mestu kompenzirajo z višjo izven njega. Mnogi predlagajo tudi intervencije za zmanjšanje količine sedenja na delovnem mestu (Alkhajah idr., 2012; Dutta idr., 2014; Jans idr., 2007), saj je sedentarnost zdravju škodljiva.

Za ohranjanje zdravja organskih sistemov in funkcij človeškega telesa je potrebna določena mera fizične aktivnosti – tako preveč, kot premalo gibanja škoduje. Zakonitost je univerzalna in velja tudi za druge življenjsko potrebne dražljaje in substance. Sedentarnost je bila do danes prepoznana kot dejavnik tveganja za številna obolenja, med drugim za srčno-žilna (Ford & Caspersen, 2012), metabolni sindrom (Edwardson idr., 2012), diabetes tipa 2 (Thorp idr., 2010; Wilmot idr., 2012), nekatere vrste raka (Lynch, 2010), debelost (Pedisic idr., 2014) in depresijo (Zhai, Zhang & Zhang, 2014) ter s tem za prezgodnjo smrt (Chau idr., 2013). Doseganje in celo preseganje aktualnih javno-zdravstvenih priporočil o ukvarjanju z zmerno do visoko intenzivnimi fizičnimi aktivnostmi le delno umili negativne vplive sedentarnosti, ki za mnoga obolenja predstavlja celo neodvisni dejavnik tveganja (Dunstan, Howard, Healy & Owen, 2012; Katzmarzyk, Church, Craig & Bouchard, 2009; Matthews idr., 2012; Wilmot idr., 2012) z edinstvenimi kvarnimi mehanizmi (Hamilton, Healy, Dunstan, Zderic & Owen, 2008).

Izpostavljenost dolgotrajnemu sedenju kvarno vpliva tudi na gibalni sistem človeka. Od biomehanskih dejavnikov tveganja so statičnost telesne drže, ne-nevtralni položaji sklepov in mehanski pritiski na mehka tkiva tisti, ki ob dolgotrajnem sedenju povzročijo težave, kot so občutek neudobja, bolečina, utrujenost, otrdelost ali celo odrevenelost in mravljinčenje v različnih predelih telesa (Bhattacharya & McGlothlin, 2011; MacLeod, 1999). Med številnimi deli, ki se opravljajo sede so dodatno prisotni tudi drugi dejavniki, kot so ponavljajoča gibanja in vibracije telesa. Pri pisarniškem delu na računalniku so najpogosteje poročana simptomatska mesta

spodnji in zgornji del hrbta ter vrat, ramena in zapestja, pogosto tudi kolena (Akrouf idr., 2010; Cho, Hwang & Cherng, 2012; Choobineh idr., 2013; Loghmani idr., 2013). Samoporočana letna prevalenca kostno-mišičnih težav med pisarniški delavci je med 63 in 89 % (Akrouf idr., 2010; Janwantanakul, Pensri, Jiamjarasrangsi & Sinsongsook, 2008; Loghmani idr., 2013; Oha, Animagi, Paasuke, Coggon & Merisalu, 2014; Sharan idr., 2011). Po eni od študij je kar 63 % pisarniških delavcev takih, ki simptome pripisujejo delu v pisarni (Janwantanakul idr., 2008). S sedenjem so iritacije in/ali poškodbe tkiv povzročene kumulativno – preko daljšega obdobja izpostavljenosti relativno nizkim, vendar enoličnim in dolgotrajnim obremenitvam (McGill, 2007).

Kot že omenjeno, je med pisarniški delavci ena najpogostejših simptomatik bolečina v spodnjem delu hrbta (BSH) (Akrouf, Crawford, Al-Shatti & Kamel, 2010; Choobineh, Daneshmandi, Aghabeigi & Haghayegh, 2013; Loghmani, Golshiri, Zamani, Kheirmand & Jafari, 2013). Do danes so bili prepoznani številni mehanizmi, preko katerih lahko dolgotrajno sedenje ogroža zdravje hrbteničnih struktur in funkcij trupa ter pomembno prispeva k nastanku in/ali vztrajanju bolečine. Prepoznavanje in razumevanje kvarnih mehanizmov je ključnega pomena pri preprečevanju in zmanjševanju neugodnih vplivov sedenja. V osrednjem delu pričujoče magistrske naloge obravnavamo enega manj poznanih in raziskanih kvarnih mehanizmov – neugodne spremembe v delovanju nekaterih senzorično-motoričnih funkcij trupa po izpostavljenosti dolgotrajnemu sedenju. Laboratorijske študije kažejo, da že relativno kratkotrajna izpostavljenost fleksiji ledveno-medeničnega predela oz. sključenemu sedenju, akutno spremeni delovanje številnih senzorično-motoričnih funkcij trupa (Dolan & Green, 2006; Granata, Rogers & Moorhouse, 2005; Hendershot idr., 2011; Hendershot, Toosizadeh, Muslim, Madigan & Nussbaum, 2013; Howarth, Glisic, Lee & Beach, 2013; Sanchez-Zuriaga, Adams & Dolan, 2010). Ali prihaja do neugodnih sprememb tudi po realnem delovniku v pisarni, ni znano.

1.1 Bolečina v spodnjem delu hrbta

Po mnogih študijah je najpogostejša kostno-mišična problematika – tako pisarniških delavcev, kot tudi splošne populacije – bolečina v predelu ledvene hrbtenice in/ali križnice t.i. BSH. Epidemiološke študije kažejo, da jo vsak dan občuti med 12 in 33 % ljudi, tako v razvitih (Walker, 2000) kot tudi v manj razvitih državah (Louw, Morris & Grimmer-Somers, 2007). Mesečna prevalenca znaša med 23 in 37 % (Hoy idr., 2012; Papageorgiou, Croft, Ferry, Jayson & Silman, 1995), letna pa med 22 in 65 % (Walker, 2000). Vsaj enkrat v življenju jo utrpi do 84 % ljudi (Walker, 2000), pri čemer se pri več kot polovici primerov bolečine začnejo ponavljati v epizodah in/ali postanejo neprenehoma prisotne (Dunn, Hestbaek & Cassidy, 2013). BSH je problematika vseh starostnih skupin. Prevalenca je najnižja med otroki (Leboeuf-Yde & Kyvik, 1998), vendar že do osemnajstega leta starosti doseže vrednosti odrasle populacije (Calvo-Munoz, Gomez-Conesa & Sanchez-Meca, 2013; Jeffries, Milanese & Grimmer-Somers, 2007; Sjolie, 2004). Razlike v prevalenci BSH med adolescenti, odraslimi in starostniki so pogosto statistično neznačilne. Nekatere študije kažejo trend, po katerem se prevalenca BSH s starostjo povečuje, doseže vrh med 40 in 69 letom starosti, nakar se začne zmanjševati (Elliott, Smith, Penny, Smith & Chambers, 1999; Hoy idr., 2012; Skovron, Szpalski, Nordin, Melot & Cukier, 1994). Kljub temu je vredno poudariti, da se stopnja patoloških sprememb hrbteničnih struktur s starostjo povečuje linearno (Dionne, Dunn & Croft, 2006).

BSH ne predstavlja življenju ogrožajočega stanja, pa vendar je velik zdravstveni, socialni in ekonomski problem. Zlasti kronična in klinično pomembna BSH (intenzivnost bolečine na vizualni analogni skali (VAS) več kot 3) posameznika celostno zaznamuje in zmanjšuje kakovost njegovega življenja, saj omejuje gibalne funkcije in negativno vpliva na splošni psihosomatski status. Neposredni in posredni stroški povezani z BSH znašajo v razvitih državah med 0,8 in 2,1 % bruto domačega proizvoda (Hemmila, 2002), pri čemer obsegajo neposredni stroški zdravstvene oskrbe zgolj petino vseh stroškov (Ekman, Jonhagen, Hunsche & Jonsson, 2005; Maniadakis & Gray, 2000; van Tulder, Koes & Bouter, 1995). Glavnino se pripisuje posrednim stroškom – ti nastanejo zaradi odsotnosti z delovnega mesta, upada delovne učinkovitosti in predčasne upokojitve, zaradi posledic zmanjšane zmožnosti za skrb za dom in družino idr. (Dagenais, Caro & Haldeman, 2008). Študije kažejo, da majhen odstotek tistih, ki utrpijo BSH, povzroči večji del vseh stroškov (Hashemi, Webster & Clancy, 1998; Luo, Pietrobon, Sun, Liu & Hey, 2004; Watson, Main, Waddell, Gales & Purcell-Jones, 1998). Z 12,5 % vseh izgubljenih delovnih dni, predstavljajo BSH najpogostejši vzrok za izostanek

z delovnega mesta (Frank, 1993). So tudi eden najpogostejših razlogov za obisk zdravnika (Cypress, 1983; Hart, Deyo & Cherkin, 1995), čeprav poišče zdravstveno pomoč zgolj slaba polovica vseh, ki trpijo za BSH (Carey idr., 1996).

Pojavnost BSH se kljub številnim raziskavam, napredku v diagnostičnih metodah in terapevtskih pristopih ne zmanjšuje, medtem ko se stroški povečujejo (Waddell, 1996). Sprememb v stopnji pojavnosti BSH skozi daljno zgodovino ne poznamo. Nekateri študije ugotavljajo, da se prevalenca BSH v zadnjih desetletjih povečuje, tako med odraslimi (Freburger idr., 2009; Grossschadl idr., 2014; Palmer, Walsh, Bendall, Cooper & Coggon, 2000; Smith, Davis, Stano & Whedon, 2013), kot tudi med otroki in mladostniki (Calvo-Munoz idr., 2013). Spet drugi špekulirajo, da se je spremenilo zgolj nje dožemanje/razumevanje in obvladovanje/obravnavo (Palmer idr., 2000; Waddell, 1996). BSH najverjetneje spremljajo človeka že od samih začetkov (Allan & Waddell, 1989). Evolucijski prehod na pokončen dvonožni položaj je povzročil nekatere anatomske in funkcionalne prilagoditve. Sile na hrbtenico so se povečale, saj se je nanjo prenesla sila teže zgornjega dela telesa. Zlasti na ledveno-medenični predel se je bistveno povečal tudi navor – tako pri ohranjanju pokončne telesne drže, še bolj pa med gibanjem. Z zmanjšano podporno ploskvijo in višjim težiščem telesa se je povečala zahteva živčno-mišičnemu sistemu po ohranjanju pokončne drže, ravnotežja in po uravnavanju razmerja med mobilnostjo in stabilnostjo telesnih segmentov. Nekateri tolmačijo, da je spodnji del hrbta izraziteje ranljiv predel človeškega telesa, ker ni prišlo do popolnih evolucijskih prilagoditev na pokončni dvonožni položaj (Filler, 2007; Schilling, Arnold, Wagner & Fischer, 2005; Sparrey idr., 2014).

Skozi zgodovino so BSH pripisovali različne vzroke. Prvi zapis o BSH je iz staroegipčanskih časov (~ 1500 pr.n.št) in opisuje obravnavo bolnika z zvinom hrbtenice (ang. back strain). V Hipokratovem času (~ 400 pr.n.št.) so BSH obravnavali v kontekstu deformacij in zlomov hrbtencičnih struktur. V pisnih dokumentih Galena (~ 150 pr.n.št.) najdemo BSH, kot simptom številnih bolezni, med drugim tudi kot »bežno« bolečino, ki izvira iz sklepov in mišic in ki so jo zdravili simptomatsko. Po padcu grškega in rimskega imperija, so pod odredbo cerkve bila mnoga starodavna znanja utišana in mnogi zapisi izgubljeni. Prevladovati je začelo prepričanje, da so bolečine zunanjskega – nadnaravnega izvora in temu primerna je bila tudi obravnavo pacientov. V obdobju renesanse, ko se je širila znanstvena misel, so BSH začeli pripisovati »revmatizmu«, ki bi ga naj povzročala izpostavljenost mrazu in vlagi. Termin je takrat obsegal več različnih patologij sklepov in mišic (Allan & Waddell, 1989). V 19. stoletju so ugotavljali, da

se BSH lahko kaže kot simptom nekaterih bolezni notranjih organov (Johnson, 1881). Leta 1828 je bil objavljen članek o lokalni iritiranosti in občutljivosti hrbtnice in okoliških živcev, kot možnem vzroku BSH (Brown, 1828). Kmalu se je pojavila tudi ideja, da je izvor lahko psihosomatski (Valleix, 1841). V času industrijske revolucije je ob gradnji železnice – težaškemu delu – prišlo do porasta resnih hrbtničnih poškodb, kar je vodilo v razmišljanje, da so tudi ostali primeri BSH posledica enkratno ali kumulativno povzročene (mikro)poškodbe. Ugotavljali so tudi, da je vožnja z vlakom hrbtu škodljiva, kar so poimenovali »Railway Spine« (Erichsen, 1866). Vzrok za BSH je bil tako prvič v zgodovini pripisan biomehanskim dejavnikom.

V začetku 20. stoletja so soobstajale številne teorije o izvoru BSH. Mnoge od njih niso bile nikoli dokazane in frustracije zdravnikov, zaradi tolikih nejasnosti okrog ene najpogostejših simptomatik, so bile velike. Težnja po objektivno dokazljivem organskem izvoru, ki se ga da odstraniti je bila tako velika, da so s prihodom rentgenske diagnostike vsaki strukturni nepravilnosti kosti in diskov pripisovali vzrok za BSH in jih masovno kirurško odpravljali. Poškodba in/ali degeneracija diska je postala najpogostejša diagnoza pri osebah z BSH. Že kmalu se je izkazalo, da so mnoge strukturne nepravilnosti v slabi povezanosti s prisotnostjo simptomov ter da je uspešnost tovrstnega zdravljenja precej omejena. Kljub temu se je prevladujoča diagnoza s prihodom naprednejših slikovnih diagnostičnih metod (računalniška tomografija in magnetna resonanca) še okrepila. Tako imenovana »dinastija diska« je trajala vse od 40-ih do 90-ih let, ko so znova postale aktualnejše številne druge teorije o izvoru BSH. Vzporedno je prihajalo tudi do spoznanja, da pri večini primerov BSH z gotovostjo ne moremo določiti niti vzroka nastanka niti strukturno-anatomskega izvora (Lutz, Butzlaff & Schultz-Venrath, 2003).

Bolečina lahko izvira iz kateregakoli tkiva (DePalma, Ketchum & Saullo, 2011; Schilder idr., 2014). Klinična slika je pogosto kompleksna, pri čemer je vpletenih in/ali prizadetih več različnih tkiv. Danes beležijo, da je neznanega izvora kar 85 % vseh primerov BSH (van den Bosch, Hollingworth, Kinmonth & Dixon, 2004; White & Gordon, 1982). Predvideva se, da nespecifična oz. idiopatska BSH izvira iz mehkih tkiv, kot so mišice, fascije in ligamenti (Mense & Gerwin, 2010). Tudi na področju poznavanja vzrokov za nastanek BSH, ostaja veliko slabo pojasnjena. Etiologija BSH je več-faktorska in zelo kompleksna. Prepoznani so bili številni biomehanski, individualni in psihosocialni dejavniki tveganja, ki so med seboj močno soodvisni. Še več, izpostavljenost določenim kombinacijam dejavnikov ima

verjetno sinergistični učinek (Marras, 2008). Danes je dobro sprejeto prepričanje, da je BSH bio-psiho-socialni problem in ga je kot takega potrebno tudi obravnavati (Borkan idr., 2002; Dankaerts idr., 2009). V raziskavah o BSH, kot tudi v preventivi/kurativi se veliko pozornosti namenja zlasti biomehanskim dejavnikom, za katere se mnogi strinjajo, da odigrajo ključno vlogo pri nastanku in vztrajanju BSH. Le-ti so odvisni tako od zunanjih mehanskih obremenitev, ki vplivajo na človeško telo, kot tudi od anatomskih, morfoloških, funkcionalnih, živčno-mišičnih idr. lastnosti posameznika (Leboeuf-Yde, 2000; Macfarlane idr., 1997). Kadar so hrbtenične strukture izpostavljene enkratnim prevelikim ali relativno nizkim vendar ponavljajočim ali dolgotrajnim statičnim obremenitvam, pride do iritacij in/ali poškodb (McGill, 2007). Vzročno-posledične odnose je pri problematikah, ki so več-faktorskega izvora težko dokazovati. Vsak dejavnik posebej ima po navadi nizko napovedno vrednost. Zaključki lahko izhajajo le iz integracije in sinteze spoznanj iz različnih področij, od epidemioloških, biomehanskih, fizioloških, psihosocialnih idr.

1.2 Sedenje in epidemiologija bolečine v spodnjem delu hrbta

Sedenje predstavlja relativno nizke, vendar enolične in statične obremenitve, katerim dolgotrajna izpostavljenost je kvarna za hrbtenične strukture in funkcije trupa. V odmevni študiji iz 70-ih let prejšnjega stoletja so poročali o pogostejših primerih hernij diskov pri osebah, ki opravljajo delo sede (Kelsey, 1975b). Povezanost s prisotnostjo patologije (RR = 2,4; p = 0,01) se je pokazala v skupini starejših od 35 let, ki so dolgotrajnemu sedenju na delovnem mestu izpostavljeni že več let. Avtorji so zaključili, da je za povečano tveganje za nastanek hernij potrebna določena količina izpostavljenosti dolgotrajnemu sedenju. Povezanost so našli tudi z izdatnejšo količino sedenja ob dela prostih dneh (Kelsey, 1975a). Pogostejšo pojavnost patoloških sprememb hrbteničnih struktur so pokazali tudi v drugi pogosto citirani študiji, kjer so s pomočjo diagnostičnih slikovnih metod pregledali hrbtenice moških kadavrov (Videman, Nurminen & Troup, 1990). Podatke o njihovi vseživljenjski izpostavljenosti fizičnim dejavnikom na delovnem mestu so pridobili s pomočjo intervjujev sorodnikov umrlega. Ugotovili so pogostejšo prisotnost simetričnih degeneracij diskov pri bivših sedentarnih (OR = 24,6; 95 % CI = 1,5 – 409) in težkih fizičnih (OR = 2,8; 95 % CI = 0,3 – 23,7) delavcih v primerjavi s tistimi, ki so opravljali bolj raznolika dela. Podobno so ugotovili tudi za poškodbe terminalnih plošč vretenc in osteoartritisa fasetnih sklepov. Prisotnost

omenjenih patologij je bila presenetljivo močnejše povezana z delom sede, kot s težkim fizičnim delom.

V eni od novejših študij so ocenjevali diagnostične slike (magnetna resonanca) ledvenih hrbtenic pri skupini administrativnih in zdravstvenih delavk (Schenk, Laubli, Hodler & Klipstein, 2006). Skupini se med seboj izraziteje razlikujeta po tipu fizičnih aktivnosti na delovnem mestu. Administrativne delavke opravljajo svoje delo večinoma sede, medtem ko zdravstvene delavke veliko hodijo in manipulirajo z bremenami (dvigovanje, potiskanje, vlečenje itd.). Razlik v prevalenci patologij (degeneracij in herniacij diskov, osteoartritis fasetnih sklepov, spremembah na in/ali v vretencih in annulusu) med skupinama niso našli. Podobno tudi v drugi študiji niso našli povezave med samoporočanim časom sedenja (> 4 ure/dan) in degeneracijo diskov ledvene hrbtenice ter strukturnimi spremembami na annulusu (ang. high-intensity zone). Statistično značilna povezava se je pokazala s herniacijo diska (OR = 3,52; 95 % CI = 1,26 – 9,84; p=0,016) ter spremembami na in/ali v vretencih (ang. modic change) (OR = 5,06; 95 % CI = 1,09 – 23,53; p=0,039) na nivoju L4 – L5 (Kanayama, Togawa, Takahashi, Terai & Hashimoto, 2009).

Sedentarni delavci z BSH so po podatkih ene izmed študij zaradi slednjega pogostejše hospitalizirani, kot njihovi kolegi z BSH, ki opravljajo fizično bolj naporno delo (Lee, Helewa, Goldsmith, Smythe & Stitt, 2001). Izsledki lahko nakazujejo, da če se bolečine pojavijo, so hujše pri tistih osebah, ki na delovnem mestu veliko sedijo. Na tem mestu je vredno omeniti, da je BSH v slabi statistični povezanosti s prisotnostjo številnih strukturnih nepravilnosti in/ali patologij hrbteničnih struktur (Boden, Davis, Dina, Patronas & Wiesel, 1990; Deyo, 2002; Kanayama idr., 2009; Savage, Whitehouse & Roberts, 1997; Schenk idr., 2006). Bolečina je izjemno kompleksna zaznava stanja tkiva in je odvisna tudi od kognicije in čustev (Marras, 2008). Psihosocialni dejavniki naj bi imeli v primerjavi z biomehanskimi, pri fizično manj napornem delu, relativno večji doprinos k občutenju BSH, kot pri fizično napornem delu.

Vsak dan BSH občuti med 20 in 41 % pisarniških delavcev (Hofmann, Stossel, Michaelis, Nubling & Siegel, 2002; Omokhodion & Sanya, 2003; Spyropoulos idr., 2007), medtem ko letna prevalenca znaša med 34 in 58 % (Akrouf idr., 2010; Choobineh idr., 2013; Janwantanakul idr., 2008; Loghmani idr., 2013; Oha idr., 2014; Omokhodion & Sanya, 2003; Spyropoulos idr., 2007). Kljub visoki pojavnosti problematike med pisarniški delavci, epidemiološke pregledne študije zaključujejo, da sedenje na delovnem mestu ni povezano z BSH (Bakker, Verhagen,

van Trijffel, Lucas & Koes, 2009; Hartvigsen, Leboeuf-Yde, Lings & Corder, 2000; Kwon, Roffey, Bishop, Dagenais & Wai, 2011; Lis, Black, Korn & Nordin, 2007; Roffey, Wai, Bishop, Kwon & Dagenais, 2010). V številnih študijah so vseeno uspeli pokazati pozitivno povezanost med količino sedenja in pogostostjo BSH (Fogleman & Lewis, 2002; Mwaka, Munabi, Buwembo, Kukkiriza & Ochieng, 2014; Omokhodion & Sanya, 2003; Shan idr., 2013; Spyropoulos idr., 2007) ter intenzivnostjo BSH (Gupta idr., 2015). V slednji študiji so zajeli delavce z različnih delovnih mest, ki opravljajo zmerno do težko fizično delo in na delovnem mestu sedijo bistveno krajši čas kot pisarniški delavci. Ob objektivno merjenem celodnevnem času sedenja in upoštevanju številnih kovariat so pokazali, da je visoko intenzivna BSH (> 5 , na lestvici 0 – 9) pogosteje (OR = 3,31; 95 % CI = 1,18 – 9,28; $p = 0,03$) prisotna pri tistih delavcih, ki tekom dneva sedijo največ ($> 8,3$ ure/dan), v primerjavi s tistimi, ki sedijo najmanj ($\leq 6,4$ ure/dan). Visoko intenzivna BSH je statistično značilno (OR = 5,31; 95 % CI = 1,57 – 17,90; $p=0,01$) pogosteje prisotna tudi pri tistih, ki veliko sedijo v prostem času ($> 5,4$ ure/dan), v primerjavi s tistimi, ki sedijo najmanj ($\leq 3,9$ ure/dan), medtem ko se pri količini sedenja na delovnem mestu ($> 3,7$ ure/dan; $\leq 2,0$ ure/dan) kaže le tovrsten trend (OR = 3,26; 95 % CI = 0,89 – 11,98; $p = 0,08$). Kakorkoli, omenjene študije so prečno-presečne narave in zato zgolj na osnovi njihovih izsledkov ni moč govoriti o vzročno-posledičnih odnosih.

Skozi epidemiološke študije so pokazali tudi na pomembnost ergonomске ustreznosti delovnega okolja, načina in dinamike sedenja. S pogostejšo pojavnostjo BSH je povezana neustrezna ledvena podpora na naslonjalu stola (Kanchanomai, Janwantanakul, Pensri & Jiamjarasrangsi, 2011; Spyropoulos idr., 2007), ergonomsko neustrezna namestitve ekrana računalnika in tipkovnice (Fogleman & Lewis, 2002; Spyropoulos idr., 2007), sključeno sedenje (Minghelli, Oliveira & Nunes, 2014; Spyropoulos idr., 2007; Womersley & May, 2006) in daljše periode neprekinjenega sedenja (Tissot, Messing & Stock, 2009; Womersley & May, 2006). Po eni od študij je bila letna prevalenca BSH izrazito višja pri tistih sedentarnih delavcih, ki tekom delovnega časa nimajo možnosti vstati iz stola po svoji volji, v primerjavi s tistimi, ki to možnost imajo (34,1 % proti 20,2 %) (Tissot idr., 2009). Na drugi strani imajo delavci, ki delajo stoje nižjo pojavnost BSH, če se med delom lahko občasno usedejo (Liira, Shannon, Chambers & Haines, 1996; Tissot idr., 2009). Pogosto spreminjanje telesnega položaja je tisto, ki pomembno zmanjša tveganje za BSH (Messing, Stock, Cote & Tissot, 2015; Van Nieuwenhuysse idr., 2006).

V študijah, kjer so poročali o odsotnosti povezave med sedenjem na delovnem mestu in BSH, so primerjali pojavnost problematike med pisarniškimi delavci in skupinami delavcev (upravljavci dvigal, pleskarji, tesarji, kmeti ipd.), ki dolgotrajnemu sedenju na delovnem mestu (vsaj v večji meri) niso izpostavljeni, vendar so izpostavljeni številnim drugim biomehanskim dejavnikom tveganja. V primerjavi z nekaterimi fizično napornejšimi deli, pogostim sklanjanjem, rotacijami trupa, vlečenjem, potiskanjem ali vibracijam celotnega telesa, ima delo sede zmerno varovalni učinek (OR = 0,84; 95 % CI = 0,74 – 0,96) (Xu, Bach & Orhede, 1997). Glede na poznane biomehanske kvarne mehanizme so tovrstni rezultati pričakovani, in bi bilo zmotno tolmačiti, da sedenje ni dejavnik tveganja – verjetno je le manjši od fizično (pre)napornega dela. Slednje so ugotavljali že v starejših študijah. Iz podatkov ene prvih epidemioloških študij o vplivu izpostavljenosti fizičnim dejavnikom tveganja na delovnem mestu na pojavnost BSH (Magora, 1972), je Hartvigsen (2000) izračunal, da je tveganje za BSH višje tako pri tistih, ki na delovnem mestu veliko sedijo, kot pri tistih, ki ne sedijo nič ali le malo. Razmerje obetov med tistimi delavci, ki so odgovorili, da na delovnem mestu večinoma sedijo in tistimi, ki se usedejo le redko ali nikoli je zneslo 0,41 (95 % CI = 0,34 – 0,51) ter med tistimi, ki večinoma sedijo in tistimi, ki se sicer pogosto usedejo, a le za krajši čas 9,25 (95 % CI = 5,31 – 16,41). Podobno sliko kaže tudi že omenjena prisotnost strukturnih sprememb (Kelsey, 1975b; Kelsey idr., 1984; Videman idr., 1990).

V nedavno objavljene študiji (Lourenco idr., 2015) so spremljali pojavnost BSH pri mladih delavcih, ki so zaposleni šele kratek čas. Tisti posamezniki, ki so na delovnem mestu izpostavljeni težkemu fizičnemu delu in vibracijam (OR = 1,80; 95 % CI = 1,09 – 2,96) so pogosteje poročali bolečine v zgornjem in spodnjem delu hrbta kot tisti, ki opravljajo lažje fizično delo. Pogostejše (OR = 1,66; 95 % CI = 1,03 – 2,66) BSH so v primerjavi s slednjimi poročali tudi tisti mladi delavci, ki so na delovnem mestu izpostavljeni dolgotrajnemu sedenju. Po eni od študij poveča prva zaposlitev mladih asimptomatičnih delavcev tveganje za nastanek BSH za 3,2-krat (95 % CI = 1,6 – 6,4), če delo zahteva dolgotrajno sedenje (Van Nieuwenhuysse idr., 2004). Polovica primerov BSH se je v omenjeni študiji pojavila že v prvem letu zaposlitve. Za ohranjanje zdravja hrbteničnih struktur je potrebna določena količina predvsem dinamičnih obremenitev, ki so znotraj fizioloških meja posameznika in nudijo ravno pravšnji dražljaj, da skupaj z obdobji razbremenitev zagotavljajo ohranjanje in/ali krepitev tkiv.

Epidemiološke študije v katerih iščejo povezave med potencialnimi dejavniki tveganja in pojavnostjo problematike, bi bilo pri načrtovanju raziskav nujno upoštevati dokaze o kvarnih mehanizmi. Slednje je ključnega pomena zlasti pri obravnavi problematik, ki so več-faktorskega izvora, kot je BSH. V nasprotnem primeru obstaja nevarnost, da bo kvarnost obravnavanega dejavnika podcenjena. Študije, ki so poročale o odsotnosti povezave med sedenjem in BSH niso upoštevale pomembnih kovariat k sedenju, kot sta način in dinamika sedenja (trajanje neprekinjenega sedenja). Tudi čas spremljanja je bil kratek, v najboljšem primeru zgolj 35 % dneva (Bakker idr., 2009). Tovrstne študije večinoma temeljijo na samoporočanih podatkih in pokazano je bilo, da je povezava med subjektivnimi in objektivnimi metodami vrednotenja časa sedenja nizka in statistično neznačilna (Chastin, Culhane & Dall, 2014; Lagersted-Olsen idr., 2014). Pri epidemiološkem dokazovanju dejavnikov tveganja k problematikam več-faktorskega izvora, ki so povzročene preko daljšega obdobja izpostavljenosti, obstaja mnogo metodoloških ovir. Zlasti velik problem je nezadostna izoliranost študij, saj smo tekom življenja vsi izpostavljeni številnim dejavnikom tveganja. Vzročno-posledični odnosi kumulativno povzročenih poškodb gibalnega sistema človeka, tako pogosto ostajajo epidemiološko nedokazani. Kljub temu, da veljajo biomehanski dejavniki za ključne pri nastanku in/ali vztrajanju BSH, poročajo nekatere pregledne študije o konfliktnih dokazih glede povezanosti med BSH in težkim fizičnim delom, pogostim sklanjanjem, rotacijah trupa, vlečenjem in potiskanjem ali izpostavljenostjo vibracijam celotnega telesa, ter o odsotnosti povezave z dolgotrajno stojo, hojo, sedenjem, nošenjem bremen in prisilnimi držami (Bakker idr., 2009; Kwon idr., 2011). Na podlagi današnjih epidemioloških študij ne moremo trditi, da je sedenje na delovnem mestu neodvisni dejavnik tveganja za razvoj BSH.

Kljub temu obstajajo trdni dokazi, da sedenje mnogim z BSH simptome poslabša (Aoki idr., 2012; Astfalck, O'Sullivan, Straker & Smith, 2010; Kim idr., 2009; O'Sullivan idr., 2010; Williams, Hawley, McKenzie & van Wijmen, 1991). Za sedenje so netolerantni zlasti tisti posamezniki, ki jim bolečino izzove fleksija ledvenega dela hrbtenice (O'Keefe, Dankaerts, O'Sullivan, O'Sullivan & O'Sullivan, 2013). Tudi nekateri sicer asimptomatični posamezniki med dolgotrajnim sedenjem razvijejo klinično pomembno BSH, ki pozneje izzveni (Schinkel-Ivy, Nairn & Drake, 2013). Med sedenjem bolečine pogosteje poročajo mladostniki in odrasli, medtem ko starostniki pogosto poročajo celo o zmanjšanih simptomih, kar je lahko posledica specifične za starostnike značilnih strukturnih sprememb (npr. spinalna stenoza) (Aoki idr., 2012). O nižji intenzivnosti bolečin med sedenjem v primerjavi z bolečinami med gibanjem, poročajo tudi mladostniki s spondilolizo (Sugiura idr.,

2015). Pri posameznikih z nespecifično BSH se intenzivnost bolečine med gibanjem in sedenjem bistveno ne razlikuje. Na drugi strani dolgotrajno sedenje poslabša simptome tistih, ki imajo piriformis sindrom (Papadopoulos & Khan, 2004). Posamezniki z radiološko potrjeno nestabilnostjo ledvenih sklepov in tisti z izraziteje znižanim anteriornim delom diska med fleksijskimi položaji, pogosteje poročajo o takojšnjem poslabšanju simptomov, ko se usedejo in takojšnjem izboljšanju, ko vstanejo s stola (Maigne, Lapeyre, Morvan & Chatellier, 2003). Sedenje in vstajanje s stola je boleče tudi za tiste s poškodbami trtice (Kerr, Benson & Schrot, 2011). Poslabšanje simptomov med sedenjem se kaže tudi pri nekaterih hujših bolezenskih stanjih, kot je prisotnost tumorjev (lat. sacral chordomas) (Jeys, Gibbins, Evans & Grimer, 2008). Pri večini posameznikov, ki slabo tolerirajo sedenje, ima velik vpliv na povečanje intenzivnosti bolečine način sedenja.

1.3 Položaj anatomskih struktur med sedenjem

Človek lahko sedi na različne načine in vsem je skupno, da je zadnjica v stiku s podporno površino na katero se prenaša dobršen del telesne teže. V današnjem razvitem svetu, ljudje najpogosteje sedimo na relativno horizontalnih in od tal toliko dvignjenih površinah, da sta stopali v stiku s tlemi, medtem ko je stegno horizontalno in trup vertikalno. Koleno in kolk sta pri tem v fleksijskem položaju, s čimer so ekstenzorne mišice kolka v podaljšanem ter fleksorne v skrajšanem položaju (Link, Nicholson, Shaddeau, Birch & Gossman, 1990). Razmerje med dolžinami mišic in ostalih mehkih struktur, ki vplivajo na nagib medenice je zaradi fleksije kolena in kolka spremenjeno na način, da je le-ta nagnjena nekoliko posteriorno. Medenica s križnico tvori temelj, na katerem stoji hrbtenični steber. Slednji se ob posteriorno nagnjeni medenici in hkratni zahtevi po vzravnem trupu in naprej usmerjenem pogledu nekoliko usloči. Natančnejši vpogled v medsebojni položaj hrbteničnih sklepov pokaže, da je v fleksiji predvsem ledveno-medenični predel (Keegan, 1953). S tem so ekstenzorne mišice trupa v podaljšanem položaju ter posteriorni ligamenti ob hrbtenici raztegnjeni (McGill & Brown, 1992). Položaj telesa med sedenjem je odvisen predvsem od zahtev dela oz. aktivnosti, ki se opravlja sede, fizične oblike delovnega mesta in nekaterih osebnih lastnosti posameznika (Bridger, 2009).

Pri relativno sproščenem vzravnem sedenju je medenica nagnjena za 12 do 20° posteriorno glede na njen položaj med pokončno stoji (Andersson, Murphy, Ortengren & Nachemson, 1979; Dunk & Callaghan, 2005; Endo idr., 2012).

Ledvena krivina je pri tem v 30 do 60 % največje fleksijske amplitude dosežene ob predklonu stoje (Callaghan & Dunk, 2002; Callaghan & McGill, 2001; Gregory, Dunk & Callaghan, 2006), oziroma je zmanjšana za 18 do 36° glede na pokončno stojo (Pearcy, Portek & Shepherd, 1984). Večji doprinos k skupni fleksiji ledvenega dela imajo nižje ležeči medvretenčni sklepi. Po eni od študij je sklep L3/L4 v 35 % največje fleksije, L4/L5 v 50 % ter L5/S1 v 60 % največje fleksije (Dunk, Kedgley, Jenkyn & Callaghan, 2009). Kažejo se tudi značilne razlike v načinu sedenja med spoloma. Moški zavzemajo položaje, med katerimi je ledvena krivina v večji fleksiji (Dunk & Callaghan, 2005; Hoffman, Johnson, Zou & Van Dillen, 2012). Slednje delno pojasni dejstvo, da je pri moških ledveni del v večji fleksiji tudi med pokončno stojo (Norton, Sahrman & Van Dillen, 2004) in največjim predklonom stoje ter da je največji obseg fleksije kolkov manjši (Hoffman idr., 2012). Posturalna variabilnost med sedenjem je veliko večja kot med stojo, kar je posledica večje variabilnosti v nagibu medenice med sedenjem (Callaghan & McGill, 2001). Pokazali so na pomembne razlike v dveh načinih vzravnane sedenja, ki se na prvi pogled le malo razlikujeta. »Ledveno-medenično« vzravnan sedenje zaznamuje večje ohranjanje anteriornega nagiba medenice in ledvene krivine (lordoze), kot tudi prsne krivine (kifoze). Na drugi strani je »prsno« vzravnan sedenje, pri katerem se nagib medenice in ledvena krivina ohranjata v manjši meri, kar posledično kompenzira prsni del hrbtenice, ki je celo v rahli ekstenziji (O'Sullivan, Dankaerts, Burnett, idr., 2006). V kontekstu zavzemanja manj kvarnih položajev in preventivnega ukrepanja so omenjene razlike nezanemarljive – pomembno je namreč, da se med sedenjem čim bolj ohranjajo nevtralni položaji sklepov.

Med sključenim sedenjem sta ledveni in prsni del hrbtenice v izrazitejši fleksiji. Vratni del je ob pogledu, ki je usmerjen navzdol v fleksiji in ob pogledu usmerjenim naprej v ekstenziji. Med skrajno sključenim sedenjem s projekcijo centra gravitacije zgornjega dela telesa blizu sednične grče, lahko ledveni del preseže 80 % največje fleksije, glede na fleksijo v skrajnem predklonu stoje (Callaghan & McGill, 2001; Dunk idr., 2009). Pokazano je bilo, da so posteriorni ligamenti ob hrbtenu izdatneje natezno obremenjeni, ko ledveni del preseže polovico svoje največje fleksije (Adams, Hutton & Stott, 1980; Adams, McNally, Chinn & Dolan, 1994). Med sključenim sedenjem ob opiranju na naslonjalo s prsnim delom hrbtenice, je projekcija centra gravitacije zgornjega dela telesa za sednično grčo. V takem položaju je križnica rotirana nekoliko posteriorno glede na medenico in vretence L5 anteriorno glede na križnico (Snijders, Hermans, Niesing, Spoor & Stoeckart, 2004). Zadnje vretence je glede na položaj medenice pomaknjeno

nekoliko bolj ventralno, s čimer je izraziteje raztegnjen iliolumbalni ligament. Natezno obremenjeni so tudi posteriorni ligamenti okoli sakroiliakalnega sklepa, saj je le-ta izven svojega nevtralnega položaja. Med sključenim sedenjem s trupom v predklonu (projekcija centra gravitacije zgornjega dela telesa pred sednično grčo) je križnica glede na medenico rotirana nekoliko anteriorno, t.j. nutacija križnice – tudi v tem primeru so sakroiliakalni sklep in okolišnji ligamenti v neugodnem položaju. Ledvena krivina se zmanjša tudi na račun prekrižanja nog med sedenjem. Po eni od študij se medenica ob prekrižanju nog, nagne za dodatnih 9° posteriorno (Snijders, Hermans & Kleinrensink, 2006). Kolk prekrižane noge je v primerjavi s sproščenim vzravnanim sedenjem v dodatni fleksiji (15°), addukciji (22°) in zunanji rotaciji (17°), medtem ko je kolk spodnje noge zgolj v dodatni addukciji (19°). Mehke strukture okoli kolka so tako dodatno raztegnjene, mišica piriformis na starni prekrižane noge je podaljšana za 11,7 % glede na njeno dolžino med sproščenim vzravnanim sedenjem in za 21,4 % glede na položaj med pokončno stoji.

Na delovnem mestu ljudje po navadi sedijo na pisarniških stolih. Le-ti se po komponentah, kot tudi po funkcijah nastavitve zelo razlikujejo. Pokazano je bilo, da stol z ergonomsko zasnovanim sedalom in naslonjalom, ob dimenzijski ustreznosti, posamezniku omogoča ohranjanje nevtralnega položaja hrbtenice. Po eni od študij (Makhsous, Lin, Hendrix, Hepler & Zhang, 2003) se je med sedenjem na stolu z omenjenimi lastnostmi ledvena krivina v primerjavi s krivino med pokončno stoji, zmanjšala le za 6° oz. za dobro kotno stopinjo v posameznem medvretenčnem sklepu (L5/S1 – L1/L2). Velja omeniti, da je posamezniku lasten absolutni nevtralni položaj ledvene hrbtenice težko določiti in da je pri večini ljudi med pokončno stoji ledvena hrbtenica v rahli ekstenziji (Bridger, 2009). Nevtralni položaj sklepa je tisti, pri katerem so notranje generirani sklepni navori, ki so odvisni od elastičnosti tkiv in mišičnega tonusa, uravnovešeni. Z vidika klinične pomembnosti, se kot nevtralni položaji smatrajo tudi tisti z manjšimi odmiki od absolutnega nevtralnega položaja. Dodatno je za ohranjanje zdravja pomembno izogibanje dolgotrajnim statičnim položajem – sklepi se morajo pogosto premikati okrog svojega nevtralnega položaja. Pisarniški stol ob nekoliko nazaj nagnjenem naslonjalu z ledveno podporo omogoča ohranjanje ledvene krivine ob posteriornem nagibu medenice (Baumgartner idr., 2012; Gregory idr., 2006). Ob nazaj nagnjenem naslonjalu, sta tudi kolka v ugodnejšem položaju (v manjši fleksiji), medtem ko je prsni in/ali vratni del hrbtenice ob naprej usmerjenem pogledu nekoliko bolj usločen.

Kljub prednostim, ki jih nudi pisarniški stol, študije iz realnega okolja kažejo, da pisarniški delavci pogosto sedijo sključeno (Mork & Westgaard, 2009; Morl & Bradl,

2013). V študiji, kjer so spremljali ženske tekom osem-urnega dela na računalniku (sedenje na pisarniškem stolu), so poročali, da so v primerjavi z njim lastnim vzravnanim sedenjem na stolu brez naslonjala, med delom sedele v povprečju z 5° večjim posteriornim nagibom medenice in 15° večjo fleksijo hrbtenice (S1-Th2) (Mork & Westgaard, 2009). V drugi študiji so pisarniške delavce spremljali 2 uri in poročali, da naslonjal več kot polovico časa sedenja niso uporabljali. Okoli 30 % časa so sedeli z ledvenim delom hrbtenice blizu največje fleksije (Morl & Bradl, 2013). Položaj telesa je v veliki meri odvisen od dela, ki se ga opravlja sede. Pri pisarniških opravilih je odvisen predvsem od vizualnih zahtev. Ljudje ne ohranijo pokončnega položaja glave, ko je pogled usmerjen za več kot 30° navzdol (Bhatnager, Drury & Schiro, 1985). Med branjem in pisanjem na mizi s horizontalno površino se tako vratni in prsni, kot tudi ledveni del hrbtenice izraziteje usločijo (Bendix & Hagberg, 1984; Frey & Tecklin, 1986; Goncalves & Arezes, 2012). Pokazano je bilo, da ljudje med upravljanjem računalnika z miško zavzemajo bolj sključeno držo (ledvena krivina je v večji fleksiji), kot med tipkanjem (Dunk & Callaghan, 2005) in da je med delom na računalniku telesni položaj bolj statičen, kot med branjem knjige (van Dieen, de Looze & Hermans, 2001). Ne glede na zahteve dela, je pisarniške delavce potrebno spodbujati, da med sedenjem v čim večji meri koristijo prednosti, ki jih nudijo pisarniški stoli.

V načinu in dinamiki sedenja se kažejo pomembne razlike med asimptomatičnimi posamezniki in tistimi z BSH. Glede na O'Sullivan-ovo klasifikacijo (2000), sedijo v primerjavi z asimptomatičnimi posamezniki, tisti s fleksijskim vzorcem BSH z večjo fleksijo ledvenega dela (O'Sullivan, Mitchell, Bulich, Waller & Holte, 2006) ter tisti posamezniki z ekstenzijskim vzorcem z večjo ekstenzijo (Dankaerts, O'Sullivan, Burnett & Straker, 2006b). Kljub temu zavzamejo posamezniki iz obeh podkategorij BSH, v primerjavi z asimptomatičnimi, med sedenjem položaje, pri katerih je ledveni del bližje njihovi največji fleksiji, ki jo dosežejo med skrajno sključenim sedenjem (Dankaerts idr., 2006b; Dankaerts idr., 2009). Pokazano je bilo, da se posamezniki z BSH pogosteje premikajo v smeri, ki jim bolečino dodatno poslabšuje (McGill idr., 2003; McGill, 2004). Tovrstni izsledki so del širše zgodbe o domnevni ujetosti posameznikov z BSH v stereotipne vzorce položajev in gibanj ledveno-medeničnega predela, ki jim simptome poslabšujejo in igrajo pomembno vlogo pri ohranjanju kronične bolečine (Hoffman idr., 2012; Pynt, 2015).

V eni od študij so poročali, da študenti z BSH tekom dneva sedijo v neprekinjenih periodah, ki so povprečno za tretjino časa daljše, kot pri njihovih asimptomatičnih kolegih ($47,99 \pm 13,44$ min in $35,82 \pm 5,95$ min; $p = 0,024$) (Womersley & May,

2006). Med dolgotrajnim sedenjem je za posameznike z BSH značilno, da se pogosteje premikajo v večjih amplitudah (Dunk & Callaghan, 2010). Pri tem zavzemajo položaje, pri katerih je ledveni del znotraj večjega obsega ($61,4 \pm 27,3$ %) največjega giba fleksije (glede na fleksijo v skrajnem predklonu stoje), v primerjavi z asimptomatičnimi ($26,5 \pm 9,8$ %). Pogosti premiki večjih amplitud so dober kazalec prisotnosti BSH (Dunk & Callaghan, 2010) in neudobja v spodnjem delu hrbta (Vergara & Page, 2002). Manjši subtilni premiki domnevno prispevajo k zmanjšanju neudobja zaradi statičnih mišičnih naprezanj. Na drugi strani ne kaže, da bi bili večji premiki (bodisi zavestni ali ne) potencialna strategija preprečevanja napredovanja intenzivnosti BSH skozi dalj časa trajajoče sedenje pri simptomatičnih posameznikih (Dunk & Callaghan, 2010). Številni avtorji priporočajo pogosto spreminjanje položaja med sedenjem z namenom preprečevanja preobremenjevanja določenih hrbtencičnih struktur in njihove boljše prehranjenosti. Pri simptomatičnih posameznikih s patofiziološkim mehanizmom v ozadju BSH, pri katerem bo gibanje med sedenjem dodatno iritiralo že tako prizadeto tkivo, lahko upoštevanje slednjih priporočil simptome dodatno poslabša (Dunk & Callaghan, 2010).

1.4 Mišična aktivnost med sedenjem

Na mišično aktivnost med sedenjem pomembneje vpliva način sedenja z zahtevami dela ter nekatere osebne lastnosti posameznika. V primerjavi z mišično aktivnostjo med sproščeno pokončno stojo, so med vzravnanim sedenjem na stolu brez naslonjala nekatere mišice trupa manj, spet druge bolj aktivne. Slednje je posledica zoperstavljanja pasivnemu ekstenzornemu elastičnemu navoru v kolku (Juker, McGill, Kropf & Steffen, 1998), ki nastane zaradi natezno obremenjenih posteriornih mehkih struktur kolčnega in ledveno-medeničnega predela (mišice, ligamenti, fascije, kapsula kolka) v sedečem položaju. Nadalje na mišično aktivnost trupa vpliva nekoliko posteriorno nagnjena medenica. Med sedenjem je posturalna variabilnost veliko večja kot med pokončno stojo in že majhne razlike v drži med sedenjem bistveno spremenijo razmerja v stopnji aktivnosti mišic trupa (Claus, Hides, Moseley & Hodges, 2009). Narava živčno-mišičnega upravljanja prsno-ledvenega in ledveno-medeničnega predela je zelo kompleksna in soodvisna (O'Sullivan, Dankaerts, Burnett, idr., 2006).

Med vzravnanim sedenjem (nepodprt) je v primerjavi s pokončno stojo, bolj aktiven predvsem prsni del mišic erector spinae (Callaghan & Dunk, 2002;

O'Sullivan idr., 2002) in mišica psoas major (Juker idr., 1998). Nižja aktivnost se kaže pri mišici obliquus internus (Juker idr., 1998; O'Sullivan idr., 2002), medtem ko o bistvenih razlikah v aktivnosti mišic obliquus externus, transversus abdominis, rectus abdominis in ledvenem delu mišic multifidus, niso poročali. Aktivnost prsnega dela mišic erector spinae znaša med 4 in 12 % največje hotene izometrične kontrakcije (MVIC, ang. maximal voluntary isometric contraction) (Callaghan & Dunk, 2002; Claus idr., 2009; Juker idr., 1998), ledvenega dela mišic multifidus med 2 in 17 % MVIC (Claus idr., 2009) in mišice psoas major ~ 10 % MVIC (Juker idr., 1998). Aktivnost trebušnih mišic (transversus abdominis, obliquus internus in externus) se giblje med 2 in 4 % MVIC (Claus idr., 2009; Juker idr., 1998), medtem ko je aktivnost mišice rectus abdominis nižja od 1 % MVIC (Claus idr., 2009). Delež aktivnosti posameznih mišic se kot že omenjeno, bistveno razlikuje med različnimi načini sedenja. Do največjih razlik v aktivnosti prihaja pri mišicah multifidus ledvenega dela, longissimus thoracis (Claus idr., 2009) in psoas major (Juker idr., 1998).

Med že omenjenim »prsnim« vzravnanim sedenjem (nepodprt) je v primerjavi z »ledveno-medeničnim« vzravnanim sedenjem (nepodprt), aktivnost ledvenega dela mišic multifidus ($p < 0,001$) in mišice obliquus internus ($p = 0,03$) značilno nižja ter mišic erector spinae ($p < 0,001$) in obliquus externus ($p = 0,04$) značilno višja (O'Sullivan, Dankaerts, Burnett, idr., 2006). V primerjavi s skrajno sključenim sedenjem je med »prsnim« vzravnanim sedenjem, aktivnost mišic obliquus internus ($p = 0,006$), obliquus externus ($p = 0,003$), prsnemu delu erector spinae ($p < 0,001$) značilno višja, medtem ko se aktivnost ledvenih mišic multifidus ne razlikuje. Aktivnost se prav tako bistveno ne razlikuje med skrajno sključenim in »ledveno-medeničnim« vzravnanim sedenjem pri prsnem delu mišic erector spinae in obliquus externus, medtem ko je pri »ledveno-medeničnem« vzravnanim sedenjem značilno višja pri mišicah multifidus ledvenega dela ($p < 0,001$) in obliquus internus ($p = 0,001$). Med nepodprtim sedenjem z relativno ravnim hrbtom oz. izravnanimi krivinami, je v primerjavi s sedenjem, kjer se ledvena krivina v večji meri ohranja, aktivnost ledvenega dela mišic multifidus in iliocostalis ter mišice obliquus internus značilno nižja ($p < 0,05$), medtem ko se pri mišicah longissimus thoracis, transversus abdominis in obliquus externus pomembneje ne razlikuje (Claus idr., 2009). Mišična aktivnost med sedenjem z ravnim hrbtom se od sključenega sedenja statistično značilno ($p < 0,05$) razlikuje le v nižji aktivnosti mišic longissimus thoracis in obliquus internus.

Izmed vseh načinov sedenja, je aktivnost mišic trupa najnižja med sključenim sedenjem. Ledveni del mišic erector spinae ne preseže 1 % MVIC ter prsni del 2 % MVIC (Callaghan & Dunk, 2002; Claus idr., 2009). Aktivnost ledvenega dela mišic multifidus je po eni od študij pri površinskem delu mišic 0,9 % MVIC in pri globlje ležečem 3,3 % MVIC (Claus idr., 2009). Aktivnost trebušnih mišic (transversus abdominis, obliquus internus in externus) znaša ~ 1,5 % MVIC (Claus idr., 2009) in mišice psoas major ~ 3 % MVIC (Juker idr., 1998). Nizka mišična aktivnost med sključenim sedenjem je posledica t.i. fleksijsko-relaksacijskega fenomena. Zanj je široko sprejeta razlaga, da blizu skrajnega fleksijskega položaja hrbtenice prevzamejo vlogo generatorja reakcijskih navorov pasivna tkiva, s čimer se mišična aktivnost znatno zmanjša (Floyd & Silver, 1955). Med sedenjem pride pri številnih spremljanih mišicah do tovrstnega fenomena že pri bistveno manjši fleksiji ledvenega dela (~ 50 % največje fleksije, glede na fleksijo v skrajnem predklonu stoje), kot med predklonom stoje (~ 80 % največje fleksije) (Callaghan & Dunk, 2002; Schinkel-Ivy, Nairn & Drake, 2014). Med sključenim sedenjem je navor manjši kot med predklonom stoje in pasivna tkiva so verjetno zmožna prevzeti vlogo generatorja reakcijskih navorov že pri manjši stopnji fleksije, s čimer pride v ciklu fleksije do fenomena prej (Callaghan & Dunk, 2002).

Med mišicami trupa se kažejo tudi aktivacijski vzorci tekom cikla fleksije. Najprej naj bi prišlo do fleksijsko-relaksacijskega fenomena pri lokalnih stabilizatorjih hrbtenice (ledveni del mišic multifidus, obliquus internus), s čimer naj bi večjo vlogo generatorja navorov prevzeli globalni stabilizatorji (prsni del mišic erector spinae, obliquus externus) (O'Sullivan, W. Dankaerts, Burnett, idr., 2006; O'Sullivan, Dankaerts, Burnett, idr., 2006). Bližje koncu giba fleksije pride do fenomena tudi pri slednjih in glavni generator postanejo pasivne strukture (vretenca z diski ter posteriorni ligamenti in fascije). Višja aktivnost globalnih mišic v primerjavi z lokalnimi, predstavlja večje kompresijske obremenitve na hrbtenične strukture. Globalne mišice so hitreje utrudljive, kar ob delno sključenem ali »prsнем« vzravnem sedenju veča verjetnost, da bo oseba v izogib neudobju zaradi mišične utrujenosti, sčasoma zavzela skrajno sključen položaj. Ugotovili so tudi, da se ob prekrížanju nog med sedenjem aktivnost mišice obliquus internus znatno zmanjša (Snijders idr., 1995). Avtorji predvidevajo, da do nižje aktivnosti pride zaradi manjše zahteve po aktivni stabilizaciji sakroiliakalnega sklepa, saj bi naj le-ta bil med omenjenim načinom sedenja bolj pasivno stabiliziran. Nižja aktivnost je glede na prej opisan predlog o obstoju aktivacijskih vzorcev med lokalnimi in globalnimi mišicami trupa, lahko tudi posledica večje fleksije ledvenega dela med sedenjem s prekrižanimi nogami.

Mišična aktivnost je nižja tudi med sedenjem na pisarniškem stolu. Naslonjalo z ledveno podporo omogoča ohranjanje vzravnane sedenja, ne da bi hrbtnim mišicam bilo potrebno generirati ekstenzorni navor. V študijah poročajo o povprečnem nivoju aktivnosti ekstenzorjev trupa (prsni in ledveni del mišic *erector spinae*, ledveni del mišic *multifidus*), ki tako med sedenjem kot med delom sede na pisarniškem stolu, nenavadno ne presegajo 2 % MVIC (Beach, Mooney & Callaghan, 2003; Gregory idr., 2006; Mork & Westgaard, 2009; van Dieen idr., 2001). Kljub temu se kažejo nekatere razlike v mišični aktivnosti med različnimi deli, ki se opravljajo sede. Poročajo o pogostejših in daljših periodah, ko je aktivnost prsnega dela mišic *erector spinae* pod 0,5 % MVIC vsaj 0,2 sekund (ang: gaps), med branjem v primerjavi z delom na računalniku ob uporabi miške ali med tipkanjem (Gregory idr., 2006; van Dieen idr., 2001). Med delom sede na pisarniškem stolu v realnem okolju je nizka mišična aktivnost lahko tudi posledica fleksijsko-relaksacijskega fenomena, saj pisarniški delavci pogosto sedijo sključeno (Mork & Westgaard, 2009; Morl & Bradl, 2013).

Pri posameznikih z BSH se kažejo številne spremembe v strukturi in delovanju mišic trupa in nekatere so vidne tudi med sedenjem. Pri skupini pacientov s potrjeno patologijo diska so med sedenjem na stolu z naslonjalom pokazali na značilno višjo aktivnost paraspinalnih mišic ledevenega dela (Arena, Sherman, Bruno & Young, 1989). Med sedenjem na stolu brez naslonjala se je v primerjavi s asimptomatičnimi, pokazal trend višje aktivnosti pri vseh skupinah s potrjenimi različnimi patologijami in pri skupini z nespecifično BSH. V drugi študiji so poročali, da je med repositioniranim vzravnanim sedenjem pri posameznikih z BSH, višja aktivnost mišic *obliquus internus* in *externus* (Sheeran, Sparkes, Caterson, Busse-Morris & van Deursen, 2012). Prečni presek mišice *transversus abdominis*, ki je pri asimptomatičnih posameznikih pričakovano večji med sedenjem kot med ležanjem, se pri tistih z BSH med položajema ne razlikuje (Miura idr., 2014). Slednje kaže na nižjo aktivnost omenjene mišice in/ali na spremembe v mehanskih silah okoliških tkiv pri posameznikih z BSH. Kažejo se tudi razlike v mišični aktivnosti med podskupinama z BSH in asimptomatičnimi posamezniki, ki so skladne z njihovo držo, ki jo navadno zavzamejo med sedenjem. Pri posameznikih z ekstenzijskim vzorcem BSH je aktivnost ledvenega dela mišic *multifidus* in prsnega dela *iliocostalis* ter mišice *obliquus internus* višja, kot pri asimptomatičnih posameznikih in tistih s fleksijskim vzorcem (Dankaerts, O'Sullivan, Burnett & Straker, 2006a). Nasprotno se pri slednjih v primerjavi z asimptomatičnimi posamezniki kaže trend nižje aktivnosti ekstenzorjev trupa.

Motorični vzorci mišic trupa ostajajo zlasti pri posameznikih z BSH, do danes slabo pojasnjeni (Sheeran idr., 2012). Pogosto pokazana višja aktivnost mišic trupa pri tistih z BSH je bila predlagana kot funkcionalna prilagoditev zmanjšane pasivne stabilnosti hrbtenice (Panjabi, 1992a). Pri posameznikih z BSH ostaja tudi med sključnim sedenjem nivo aktivnosti hrbtnih mišic relativno visok in torej ne prihaja do fleksijsko-relaksacijskega fenomena (Dankaerts idr., 2006a; Mak idr., 2010). Predvidevajo, da je slednje posledica ligamentno-mišičnega refleksa v skrajnem obsegu giba, katerega namen je boljše stabilizirati in s tem zaščititi že tako prizadeto tkivo pred nadaljnjimi poškodbami (Colloca & Hinrichs, 2005; Solomonow, Baratta, Banks, Freudenberger & Zhou, 2003). V eni od študij so obravnavali pojav klinično pomembne prehodne BSH med sicer asimptomatičnimi posamezniki (Schinkel-Ivy idr., 2013) in pokazali na povezavo med povečevanjem kokontraksije mišic trupa med dolgotrajnim sedenjem s povečevanjem intenzivnosti bolečine. Predlagali so, da gre za krožen odnos, pri čemer višja kokontraksija izzove večjo bolečino, katere posledica je še večja kokontraksija – saj višja mišična aktivnost predstavlja višje kompresijske obremenitve na hrbtenične strukture, ki lahko simptome dodatno poslabšujejo.

1.5 Obremenitve hrbteničnih struktur med sedenjem

Pasivni in aktivni del hrbteničnih struktur zagotavlja skupaj z nadzornim sistemom, oporo trupu in omogoča vzravnano držo (Panjabi, 1992a). Ob tem se na hrbtenični steber prenašajo kompresijske obremenitve zaradi sile teže zgornjega dela telesa in mišične aktivnosti. Hrbtenične strukture so ves čas pod določeno obremenitvijo, ki se spreminja s telesnim položajem in morebitnimi zunanji mehanskimi obremenitvami, ki delujejo na telo. Poleg tega so odvisne tudi od nekaterih anatomskih in morfoloških lastnosti posameznika. Med pokončno stojo in hrbtenico v relativno nevtralnem položaju, prevzame hrbtenični steber vretenc z diski 80 % in fasetni sklepi 20 % vseh kompresijskih obremenitev (Adams & Dolan, 1995). Med fleksijskimi položaji pade na steber vretenc z diski še večji delež obremenitev, medtem ko med ekstenzijskimi položaji manjši, saj med slednjimi prevzamejo relativno večji delež fasetni sklepi. Dodatno so med večjimi odkloni od nevtralnega položaja natezno obremenjene pasivne mehke strukture – med fleksijskimi položaji posteriorni ligamenti, fascije in kapsule fasetnih sklepov ter med ekstenzijskimi anteriorni ligamenti ob hrbtenici. Med pokončno stojo se obremenitve prenašajo preko hrbtenice na medenico in naprej na spodnje okončine ter v tla, medtem ko se

med sedenjem preko sedničnih grč na sedalno površino ter v primeru sedenja na stolu z naslonjalom tudi na slednjega.

Neposredno merjenje obremenitev hrbteničnih struktur (in vivo) je metodološko zelo zahtevno in invazivno. Do danes je tehnologija omogočila merjenje pritiska znotraj diska in kompresijskih ter strižnih sil na kirurško vstavljene implantate pri pacientih. Preprostejša in neinvazivna, vendar posredna metoda je natančno merjenje sprememb v dolžini hrbtenice (stadiometrija) pred in po izpostavljenosti določenemu položaju ali gibanju. Meritve geometrijskih sprememb posameznih diskov je možno izvesti s pomočjo preslikovnih metod (MRI). Višje kompresijske obremenitve povzročijo skozi čas izrazitejšo dehidracijo diska in s tem znižanje višine diska (Kingma, van Dieen, Nicolay, Maat & Weinans, 2000). K boljšemu razumevanju obremenitev hrbteničnih struktur prispevajo tudi študije računalniško-biomehanskega modeliranja in laboratorijske in vitro študije. Precej nejasnosti in nasprotujočih si rezultatov o obremenitvah hrbteničnih struktur med sedenjem, je bilo zlasti v zadnjih letih pojasnjenih in osmišljenih. Namreč, že majhne razlike v načinu sedenja bistveno vplivajo na obremenitve.

V pionirskih študijah iz obravnavanega področja so poročali o ~ 30-40 % višjem pritisku znotraj jedra diska (L3/L4 in L4/L5) med vzravnanim sedenjem z rokami spuščeni ob telesu, v primerjavi s pritiskom med pokončno stoji (Andersson & Ortengren, 1974; Nachemson & Elfstrom, 1970; Nachemson & Morris, 1964). Med nepodprtim sedenjem z rokami na stegnih so izmerili približno enak pritisk, kot med stoji (Schultz, Andersson, Ortengren, Haderspeck & Nachemson, 1982). V eni od poznejših študij so pokazali, da je pritisk med izraziteje vzravnanim sedenjem z rokami na stegnih za 10 % višji in med bolj sproščenim vzravnanim sedenjem za 5 % nižji, kot med pokončno stoji (Wilke, Neef, Caimi, Hoogland & Claes, 1999). Na obremenitve med nepodprtim sedenjem bistveno vpliva tudi položaj glave in krivina prsnega dela hrbtenice. Pri posameznikih z močno poudarjeno prsno kifozo in/ali naprej pomaknjeno glavo so obremenitve bistveno višje, kot pri tistih z bolj izravnano kifozo (Dreischarf, Bergmann, Wilke & Rohlmann, 2010). Med nepodprtim vzravnanim sedenjem in med pokončno stoji je pritisk znotraj (L4/L5) diska v povprečju ~ 0,5-0,6 MPa (Sato, Kikuchi & Yonezawa, 1999; Wilke idr., 1999).

Hrbtenične strukture so med fleksijskimi položaji bolj obremenjene. Ledveni del je tako med vzravnanim nepodprtim sedenjem, kot tudi med sedenjem na večini pisarniških stolov nekoliko v fleksiji. Podrobnejši vpogled pokaže, da so nižje ležeči

ledveni medvretenčni sklepi v večji fleksiji (Dunk idr., 2009), pripadajoči diski bolj obremenjeni in s tem bolj podvrženi dehidraciji (Nazari, Pope & Graveling, 2015). Med sključenim sedenjem je ledveni del blizu največje fleksije. Kot smo že omenili prevzame steber vretenc z diski med fleksijskimi položaji večji delež obremenitev, kot v nevtralnem. Kljub temu so obremenjeni tudi fasetni sklepi, saj je fleksiji hrbtenice v manjši meri pridružena tudi anteriorna translacija medvretenčnega sklepa, kateri se fasetni sklepi upirajo (Bogduk, 2005). Obremenitve na vretenca in diske so med sključenim sedenjem višje tudi zaradi naprej nagnjenega zgornjega dela telesa, ki povzroči večji navor na ledveno hrbtenico. Dodatno prispevajo tudi natezno obremenjena posteriorna pasivna mehka tkiva (Abouhossein, Weisse & Ferguson, 2011) – posteriorni ligamenti in fascije (Dolan, Mannion & Adams, 1994), ki prečkajo ledveno-medenični predel ter kapsule fasetnih sklepov (Swanepoel, Adams & Smeathers, 1995). Pokazali so, da med sedenjem prihaja do pomembnih natezних obremenitev ligamentov iliolumbale, sacroiliacum interosseum in sacroiliacum posterius (Hammer idr., 2013) ter ligamentov interspinalia, supraspinale, longitudinale posterius in ligamentum flavum. Natezno obremenjen ligament interspinalia, povzroča med fleksijskimi položaji celo anteriorne strižne sile na hrbtenico (McGill, 1988). V neugodnem ne-nevtralnem položaju je tudi sakroiliakalni sklep (Snijders idr., 2004), znotraj katerega prihaja do koncentracij višjih obremenitev (Hammer idr., 2013).

Kvantifikacija obremenitev posameznih ligamentov, sklepnih kapsul, fascij, kot tudi fasetnih sklepov in sakroiliakalnega sklepa je metodološko zelo zahtevna. Hrbtenične strukture so med seboj tesno povezane, soodvisne ter delujejo kot integrirana enota (Johnson & Zhang, 2002). Kljub temu je poznavanje obremenjenosti posameznih struktur pomembno za razumevanje normalnih in patofizioloških mehanizmov (Abouhossein idr., 2011) ter posledično uspešnejših preventivnih in kurativnih ukrepov. V eni od študij so poročali, da posteriorni ligamenti pri največji fleksiji generirajo natezno silo 300 do 3000 N, odvisno od velikosti in starosti testiranega kadavra (Adams & Dolan, 1997). Natezne sile na posteriorne ligamente in vitro segmenta ledvene hrbtenice, so bile med simulacijo fleksijskega položaja kar tri-krat višje, kot med ekstenzijskim na anteriorne ligamente (Hedman & Fernie, 1997). S posamičnim odstranjevanjem elementov in vitro segmentov ledvenih hrbtenic svinj so pokazali, da pri polni fleksiji nudita ligamenta interspinalia in supraspinale največ upora proti fleksijskemu navoru ($35,9 \pm 11,2$ %), sledijo medvretenčni disk z ligamentoma longitudinale anterius in longitudinale posterius ($25,2 \pm 10,1$ %), ligamentum flavum ($24,7 \pm 8,6$ %) in kompleks fasetnih sklepov ($14,2 \pm 8,0$ %) (Gillespie & Dickey, 2004). V nekoliko

starejši, a metodološko podobni študiji so poročali, da ligamenta interspinalia in supraspinale, do polovice največje fleksije nista izraziteje natezno obremenjena. Čeprav sta najbolj posteriorno pozicionirana ligamenta, naj bi v položaju polovice največje fleksije prispevala zgolj 8 % k zoperstavljanju fleksijskemu navoru (Adams idr., 1980). Po besedah avtorjev postane njuna obremenjenost kritična pri 75 % največje fleksije (Adams idr., 1994). Ligamenta interspinalia in supraspinale sta tista, ki se med fleksijo ledvene hrbtenice poškodujeta prva (Adams idr., 1980).

S pomočjo računalniškega 3D modela ledvene hrbtenice so pokazali, da je tako absolutni kot relativni delež obremenitev posameznih ligamentov med drugim odvisen od togosti ligamentov in fleksijskega navora (Abouhossein idr., 2011). Model je obsegal zgolj pasivne elemente segmenta L4/L5. Natezna obremenjenost ligamentov se je ob naraščanju fleksijskega navora, ki je povzročil takojšnje spremembe v kotu med vretencema, povečevala. Ob isti stopnji fleksije je natezna obremenjenost ligamentov višja v primeru višje togosti ligamentov. Tovrstni odnosi niso linearni, saj se ročice posameznih ligamentov tekom giba fleksije različno spreminjajo, poleg tega so ligamenti različnih togosti in geometrij (Pintar, Yoganandan, Myers, Elhagediab & Sances, 1992), med raztežkom in natezno obremenjenostjo ligamentov pa velja eksponenten odnos (Solomonow, 2004). Glede na omenjen 3D model sta pri majhnih fleksijskih navorih najbolj obremenjena ligamenta interspinalia in supraspinale, sledijo kapsula fasetnega sklepa, ligamentum flavum in ligament longitudinale posterius. Slednje zaporedje se pri navorih višjih od 10 Nm spremeni. Najbolj obremenjen postane ligament supraspinale, ki mu sledi kapsula fasetnega sklepa in šele za njo ligament interspinalia. Z naraščanjem fleksijskega navora, prevzemata medvretenčni disk in kapsula fasetnega sklepa relativno večji delež pri zoperstavljanju navoru ter ostali ligamenti posledično manjši. Pri 10° fleksije segmenta L4/L5 sta najbolj raztegnjena (ang. strain) ligamenta interspinalia (~ 30 %) in supraspinale (~ 27 %), sledijo kapsula fasetnega sklepa (~ 15 %), ligamentum flavum (~ 12 %) in ligament longitudinale posterius (~ 5 %). Med fleksijo ledveno-medeničnega predela je izraziteje natezno obremenjen tudi ligament iliolumbale, ki povezuje prečne odrastke četrtega in petega ledvenega vretenca s črevničnim grebenom (Pool-Goudzwaard, Kleinrensink, Snijders, Entius & Stoeckart, 2001). Že ob fleksijskemu navoru 10 Nm na peto ledveno vretence, bi naj bil raztegnjen za $5 \pm 4,6$ % (Muller-Gerbl, Paul & Putz, 1988). Natezna obremenitev ligamentov je ob enaki stopnji fleksije višja zjutraj kot zvečer, po eni od študij za kar 80 % (Adams, Dolan & Hutton, 1987). Slednje je v večji meri posledica boljše hidriranosti in s tem višje višine diska zjutraj, s čimer postanejo ligamenti med fleksijo prej raztegnjeni.

Medtem ko so natezne obremenitve pasivnih mehkih tkiv odvisne zgolj od stopnje fleksije, so obremenitve diskov tudi od načina sedenja (vpliv ročic oz. navora na ledveno hrbtenico). Med sključenim sedenjem z naslonjenim prsnim delom hrbta na naslonjalo stola in rokami na naslonjalu za roke (0,27 MPa) ter pri sključenem sedenju z oporo komolcev na stegnih (0,43 MPa) so izmerili nižji pritisk znotraj jedra diska, kot med pokončno stoji (0,50 MPa) (Wilke idr., 1999). Sključeno sedenje z rokami spuščeni ob telesu povzroči bistveno višji pritisk (0,83 MPa). Zaradi hidrostatičnih lastnosti je pritisk v jedru diska tudi med fleksijskimi položaji enakomerno porazdeljen, medtem ko prihaja v vezivnem obroču do koncentracij višjih obremenitev (McNally, Adams & Goodship, 1993). Anteriorni del vezivnega obroča diska je izdatneje kompresijsko in posteriorni del natezno obremenjen. Na slednjega iz horizontalne strani dodatno pritiska želatinasto jedro diska, ki ima med fleksijskimi položaji tendenco pomikanja posteriorno (Alexander, Hancock, Agouris, Smith & MacSween, 2007).

Sedenje na stolu z naslonjalom nekoliko razbremeni ledveni del hrbtenice, saj se na naslonjalo prenese del obremenitev, ki so posledica sile teže zgornjega dela telesa (Makhsous idr., 2003). Ledvena podpora omogoča ohranjanje relativno nevtralne ledvene krivine, brez da bi bilo hrbtnim mišicam potrebno generirati ekstenzorni navor, kar prav tako prispeva k nižjim obremenitvam. Med sedenjem na pisarniškem stolu so izmerili za 34 % nižji pritisk znotraj jedra diska (L4/L5), kot med pokončno stoji (Wilke idr., 1999). Podobno je bilo pokazano tudi v študiji kompresijskih obremenitev na kirurško vstavljeno nadomestno ledveno vretence (Rohlmann, Zander, Graichen, Dreischarf & Bergmann, 2011). V primerjavi z nepodprtim vzravnanim sedenjem so bile med sedenjem na pisarniškem stolu kompresijske obremenitve za 41 % nižje. Ob 20° naklonu naslonjala stola nazaj so bile vrednosti nižje tudi do 60 %. Na nižje obremenitve med sedenjem na stolu z naslonjalom, v primerjavi z odsotnostjo naslonjala ali s stanjem, kažejo tudi spremembe v dolžini hrbtenice po izpostavljenosti položajem. Medvretenčni diski ostanejo med sedenjem na pisarniškem stolu bolje hidrirani, kot po enaki časovni izpostavljenosti nepodprtemu sedenju (Eklund & Corlett, 1984) in pokončni stoji (Althoff, Brinckmann, Frobin, Sandover & Burton, 1992; van Deursen, van Deursen, Snijders & Wilke, 2005). K nižjim obremenitvam prispevajo poleg naslonjala za hrbet tudi naslonjalo za roke in oblazinjeno sedalo (Rohlmann idr., 2011).

Pri posameznikih z BSH so lahko med sedenjem obremenitve na hrbtenične strukture višje vsaj iz treh razlogov. Prvič, pokazano je bilo, da posamezniki z BSH med sedenjem zavzemajo položaje, pri katerih je ledveni del v večji fleksiji

(Dankaerts idr., 2006b; Dankaerts idr., 2009; O'Sullivan, Mitchell, idr., 2006). Drugič, aktivnost njihovih mišic trupa je med sedenjem višja (Arena idr., 1989; Dankaerts idr., 2006a; Schinkel-Ivy idr., 2013; Sheeran idr., 2012), kar prav tako povzroča večje kompresijske obremenitve. In tretjič, spremenjene strategije gibanja trupa med sedenjem (Dunk & Callaghan, 2010) (in drugimi vsakodnevnimi aktivnostmi (O'Sullivan, 2005)), kot tudi spremenjene mišične akcije (Hodges & Moseley, 2003; Jacobs, Henry & Nagle, 2009; Miura idr., 2014; Radebold, Cholewicki, Panjabi & Patel, 2000), utegnejo dodatno iritirati že tako prizadete (oslABLJENE) strukture. Domneva se, da je kronična BSH lahko posledica spremenjenih gibalnih vzorcev in mišičnih akcij, ki povzročajo visoko kumulativno obremenitev na določen del hrbteničnih struktur (Hammill, Beazell & Hart, 2008; Hoffman idr., 2012; O'Sullivan, 2005). Do koncentracij višjih obremenitev prihaja tudi v primeru strukturnih sprememb, ob katerih je biomehanika hrbtenice neugodno spremenjena (Adams & Dolan, 1995). Izguba integritete na dolgi rok prizadene vse hrbtenične strukture. Tako na primer znižanje višine diska zaradi degeneracije, herniacije itd., zniža pritisk znotraj želatinastega jedra diska na račun višjih kompresijskih obremenitev na vezivni obroč diska in na fasetne sklepe (Adams & Hutton, 1980), kar prizadene tudi slednje (Swanepoel idr., 1995). Izdatnejše obremenjevanje že tako oslABLJENIH in iritiranih tkiv, simptome pogosto še poslabša. Nasprotno vodi razbremenjevanje (Holtzman idr., 2012) in izogibanje dolgotrajnim statičnim obremenitvam (Van Nieuwenhuysse idr., 2006), v zmanjšanje intenzivnosti simptomov. Razbremenitev prej preobremenjenih struktur je poleg krepitve zdravega podpornega tkiva, pomembna strategija pri obvladovanju BSH (McGill, 2007).

1.6 Vpliv dolgotrajnega sedenja na zdravje hrbteničnih struktur – kvarni mehanizmi

Dolgotrajno sedenje pomembno vpliva na hrbtenične strukture in posredno tudi na nekatere senzorično-motorične funkcije. Stopnja vpliva je odvisna od načina in trajanja sedenja, kot tudi od zdravstvenega stanja in vitalnosti hrbteničnih struktur sedečega. Iritacije tkiv ali poškodbe so s sedenjem povzročene preko relativno nizkih, vendar dolgotrajnih statičnih obremenitev. Odpornost tkiv na obremenitve in (mikro)poškodbe se s časom izpostaljenosti zmanjšuje (McGill, 2007). Hipne vplive sedenja smo povzeli v prejšnjih poglavjih o položaju hrbteničnih struktur med sedenjem, mišični aktivnosti in obremenitvah. V pričujočem poglavju obravnavamo

kratkoročne in dolgoročne kvarne vplive izpostavljenosti dolgotrajnemu sedenju. Izraz dolgotrajno sedenje se v literaturi uporablja v kontekstu predolgo trajajočega sedenja – takega, ki že lahko negativno vpliva na zdravje. Kot kratkoročne vplive smo poimenovali tiste, ki jih je moč zaslediti že po nekaj minutni ali nekaj urni izpostavljenosti in so reverzibilne narave. Na drugi strani so dolgoročni vplivi praviloma ne-reverzibilni in se lahko pokažejo šele po več mesečni ali letni izpostavljenosti dolgotrajnemu sedenju. Hrbtenične strukture in njih funkcije so kompleksno soodvisne, zato neposredni vpliv na določeno strukturo navadno posredno vpliva tudi na številne druge strukture in/ali funkcije. Že kratkoročni vplivi pa lahko izpostavijo hrbtenične strukture neugodnim obremenitvam tudi po obdobju dolgotrajnega sedenja.

1.6.1 Vpliv na medvretenčne diske, fasetne sklepe in sakroiliakalni sklep

Kostne in hrustančne hrbtenične strukture so med sedenjem izpostavljene relativno statičnim obremenitvam. Medvretenčni diski so zaradi fleksije ledveno-medeničnega predela neenakomerno obremenjeni. Anteriorni del vezivnega obroča je izdatneje kompresijsko in posteriorni natezno obremenjen (McNally idr., 1993). Slednje povzroči v odvisnosti od stopnje fleksije in velikosti obremenitev, pomikanje jedra diska posteriorno. Pri zdravih posameznikih je bilo pokazano, da se že po 10-ih minutah izpostavljenosti nepodprtemu vzravnemu sedenju v primerjavi s pokončno stoji, jedri diskov L4/L5 in L5/S1 pomakneta v povprečju za 5,7 mm in 6,9 mm bolj posteriorno ter se nekoliko sploščita (Alexander idr., 2007). Pri višje ležečih diskih ni prišlo do značilnih razlik. Med sključenim sedenjem v primerjavi s stoji, se jedro diska L4/L5 pomakne za 6,1 mm (od 2,6 do 9,7 mm) bolj posteriorno, medtem ko je bil pomik jedra L5/S1 statistično neznačilen in neporočan. Jedra ledvenih diskov prav tako niso izraziteje spreminjala položaja med sedenjem z dobro podprtim ledvenim delom, v primerjavi s pokončno stoji. Predlagano je bilo, da horizontalna komponenta pritiska znotraj diska, prispeva k nastanku ruptur že tako natezno obremenjenega posteriornega dela vezivnega obroča diska (Nachemson & Morris, 1964). Poškodbe, ki se najprej pojavijo na notranjih posteriornih lamelah, omogočijo vdor želatinastega jedra v delaminirane žepke. Herniacija se nato širi progresivno radialno navzven, s čimer lahko časoma pride do ekstruzije jedra diska (Adams & Hutton, 1985). Začetna protruzija je načeloma asimptomatska, saj se prosti živčni končiči nahajajo le v zunanjih lamelah vezivnega obroča (Bogduk, 2005). Povezava med hernijacijo in dolgotrajnim

sedenjem je bila pokazana tudi v nekaterih epidemioloških študijah (Kanayama idr., 2009; Kelsey, 1975a, 1975b). Tveganje za nastanek patologije je povišano šele ob večletni izpostavljenosti, saj so procesi nastanka hernije dolgotrajni.

Dlje časa trajajoče izdatnejše kompresijsko obremenjevanje zmanjša hidriranost diskov in s tem njihovo višino. Vezivni obroč in fasetni sklepi tako prevzamejo večji del kompresijskih obremenitev, medtem ko se pritisk znotraj diska zmanjša (Adams, McMillan, Green & Dolan, 1996). Dehidriran disk ima manjšo sposobnost absorpcije nenadnih obremenitev, še posebej v fleksijskem položaju (Gunning, Callaghan & McGill, 2001). V zdravem in normalno hidriranem disku ohranja horizontalna komponenta pritiska znotraj jedra diska, lamele vezivnega obroča tesno zaprte. Ob višjih vertikalnih kompresijskih silah na vezivni obroč, v primerjavi s horizontalnimi silami zaradi pritiska znotraj jedra diska, lahko pride do delaminacije. Notranje lamele se usločijo k jedru in zunanje stran od jedra diska, s čimer se ločijo od srednjih lamel. Medlaminarna matrica se s tem poškoduje, kar sproži ali pospeši degenerativne procese (Adams & Dolan, 1995). Iz vidika ohranjanja integritete diska je poleg velikosti obremenitev, zelo pomemben tudi podatek o razmerju obremenitev na vezivni obroč in jedro diska (Claus, Hides, Moseley & Hodges, 2008). Kompresijske sile so med sedenjem relativno nizke, vendar zaradi določene stopnje fleksije neenakomerno razporejene, kar ob dlje časa trajajočem sedenju lahko povzroči delaminacijo na anteriornem delu diska. V pogosto citirani študiji so pokazali na pogostejše prisotno simetrično degeneracijo diskov pri tistih, ki so na delovnem mestu delo opravljali večinoma sede (Videman idr., 1990).

Do znižanja višine diska prihaja skladno z velikostjo obremenitev – med sedenjem na stolu z naslonjalom in ledveno podporo prihaja do manjšega znižanja kot med pokončno stoji (Althoff idr., 1992; van Deursen idr., 2005), medtem ko se med nepodprtim in sključenim sedenjem diski znižajo bolj (Eklund & Corlett, 1984). Med vzravnanim sedenjem pride do izrazitejše dehidracije predvsem pri spodnjih ledvenih diskih, saj so nižje ležeči segmenti v izrazitejši fleksiji kot višje ležeči (Dunk idr., 2009). V nedavni študij so pokazali, da je dehidracija diskov L4/L5 in L5/S1 med vzravnanim podprtim sedenjem (brez ledvene podpore) v primerjavi s pokončno stoji, značilno večja že po 10-ih minutah izpostavljenosti posameznemu položaju (Nazari idr., 2015). Spet v drugi študiji so poročali, da se po štiri-urnem dopoldanskem delu v pisarni, v primeru neprekinjenega sedenja, značilno zniža le višina diska L4/L5, in sicer za $0,28 \pm 0,31$ mm ($p=0,009$) (Billy, Lemieux & Chow, 2014). Da pride do bistveno izrazitejše dehidracije diskov so poročali v starejših in

vitro študijah. Po simulaciji 6-urnega delno sključenega sedenja je v posameznem ledvenem disku v povprečju prišlo do znižanja višine za 2,1 mm (McMillan, Garbutt & Adams, 1996). Nekateri avtorji so ob takšnem znižanju višin diskov in posledično zmanjšanju medvretenčnih odprtin, opozarjali na možnost neugodno povečanega pritiska na hrbtenjačne živce (Adams & Hutton, 1983).

Med dolgotrajnim sedenjem so manj ugodne tudi razmere za metabolizem diska. Prehranjenost je ob dehidraciji in odsotnosti dinamičnih obremenitev slabša, kar lahko onemogoči normalno delovanje celic diska in poveča tveganje za degeneracijo (Grunhagen, Wilde, Soukane, Shirazi-Adl & Urban, 2006). Nutrienti prihajajo v disk in odpadni metabolni produkti iz diska s pomočjo difuzije, ki je ob dehidraciji diska otežena (Soukane, Shirazi-Adl & Urban, 2007). Pri dinamičnih obremenitvah prihaja v nasprotju s statičnimi do cikličnih sprememb v velikosti kompresijskih obremenitev. Visoke obremenitve povzročijo iztiskanje vodnega medija iz diska in nizke nazaj v disk, pri čemer prihaja tudi do gibanja tekočine znotraj diska. S takšnim prisilnim konvekcijskim gibanjem tekočin je prehajanje nekaterih večjih molekul, kot so odpadni metaboliti, rastni faktorji, proteaze, novo nastale makromolekule matrice itd. skozi matrico diska pospešeno, kar lahko ugodno vpliva na metabolizem diska (Urban, Smith & Fairbank, 2004). Konvekcijsko gibanje tekočin naj ne bi imelo neposrednega vpliva na prehajanje nutrientov. Dolgotrajno kompresijsko obremenjevanje povezujejo tudi s poškodbami notranjih obročkov annulusa in s poškodbami na terminalni plošči vretenca (Lotz & Chin, 2000; Lotz, Colliou, Chin, Duncan & Liebenberg, 1998). Slednje vodi v oslABLJENO prehranjenost diska ter s tem pospešeno degeneracijo. Tovrstni izsledki so sicer iz študij na miših. Poročali so, da 24 ur trajajoča statična obremenitev 1 MPa povzroči izrazitejšo odmiranje hrustančnih celic terminalne plošče ter bistveno zmanjšanje višine diska (Ariga idr., 2003). Podoben pritisk znotraj diska je bil izmerjen med sključenim sedenjem.

Mehanski dražljaji so pomembni tudi zaradi ohranjanja proteoglikanske matrice diska. Kompresijske obremenitve znotraj fizioloških meja stimulirajo sintezo in inhibirajo degradacijo proteoglikanov, s čimer se ohranja kompozicijska struktura matrice diska in sposobnost zoperstavljanja obremenitvam. Dolgotrajna izpostavljenost nizkim obremenitvam, kot so med ležanjem (0,1 MPa) ali visokim, kot med težkim fizičnim delom (3 MPa), deluje kvarno, saj spodbuja degradacijo in zavira sintezo (Handa idr., 1997). Ugoden vpliv so pokazali že po dvo-urni izpostavljenosti kompresijskim obremenitvam, ki so povzročile pritisk znotraj diska 0,3 MPa. Med sedenjem na pisarniškem stolu je bil izmerjen nekoliko višji pritisk

(Wilke idr., 1999), medtem ko vzravnano nepodprto sedenje rezultira v dva-krat višji pritisk od omenjene vrednosti (Claus idr., 2008). Številni avtorji svetujejo pogosto spreminjanje drže med sedenjem, med drugim tudi z namenom zagotavljanja boljših razmer za metabolizem diska.

Po dolgotrajni izpostavljenosti fleksijskim položajem se diski zaradi viskoelastičnih lastnosti geometrijsko predrugačijo – volumensko se zaradi dehidracije nekoliko zmanjšajo in postanejo bolj klinaste oblike s sploščenim anteriornim delom. Skupaj s posteriorno pomaknjeno položajem jedra v disku, se posteriorno pomakne tudi mehansko vrtilišče diska (Wilder, Pope & Frymoyer, 1988). Deformacije so reverzibilne narave, a je odpornost na obremenitve do takrat zmanjšana. Manj ugodna geometrija diska in raztegnjeni posterioni ligamenti hrbtenice, dovoljujejo večji obseg giba fleksije, s čimer je tveganje za poškodbe diska zaradi prekomerne fleksije po obdobju dolgotrajnega sedenja višje (McGill, 2007). Potencialno višje tveganje za (mikro)poškodbe predstavljajo tudi spremenjene stabilizacijske funkcije trupa, kar sledi v nadaljevanju. Po obdobju dolgotrajne fleksije ledveno-medeničnega predela, se je potrebno izogibati takojšnjim izdatnejšim obremenitvam. Z namenom povrnitve normalne geometrije diska in položaja jedra v disku ter s tem boljše odpornosti na obremenitve, se po dolgotrajnem sedenju svetuje nekaj minutna hoja ali stoja (McGill, 2007).

V literaturi se neposredni kvarni vplivi dolgotrajnega sedenja na fasetne sklepe in sakroiliakalni sklep omenjajo le redko. Potencialno kvarno je lahko zlasti sključeno sedenje, med katerim prihaja do koncentracij višjih obremenitev znotraj obeh omenjenih sklepov (Bogduk, 2005; Hammer idr., 2013; Snijders idr., 2006) in s tem do višjega tveganja za iritacije tkiv in sprožitvev ali napredovanje degenerativnih procesov. Med fleksijskimi položaji je v manjši meri pridružena tudi anteriorna translacija, kateri se upirajo fasetni sklepi. Tako je zlasti zgornji medialni del superiornih faset izpostavljen višjim obremenitvam in s tem večjemu tveganju za degeneracijo (Bogduk, 2005; Hedman & Fernie, 1997). Dolgoročna izpostavljenost fleksijskim položajem ima lahko tudi posredni kvarni vpliv na fasetne sklepe in sakroiliakalni sklep. Sklepna stabilnost je zaradi ohlapnosti ligamentov in sklepnih ovojnic ter motenih senzorično-motoričnih funkcij – posledic dolgotrajne fleksije – oslABLJENA, s čimer lahko postanejo sklepne strukture iritirane in na daljši rok izpostavljene degenerativnim procesom (Panjabi, 1992a). Fasetni sklepi so ob znižanju višine diska bistveno bolj obremenjeni tudi v nevtralnem položaju. Zaradi trajnega znižanja višine diska lahko pride do nastanka osteofitov na fasetnih sklepih in/ali do spondilolize (Bogduk, 2005).

1.6.2 Vpliv na mišice

Med sedenjem so mišice trupa relativno nizko vendar statično aktivirane, kar ob dlje časa trajajočem sedenju lahko povzroči utrujanje in bolečine v mišicah (Jonsson, 1988). Do bolečin pride zlasti takrat, ko so med sicer statično aktivnostjo, kratke periode mišične relaksacije (ang. gaps) redkejše (Hagg & Astrom, 1997). Pokazano je bilo, da je transport kisika v mišicah erector spinae omejen že po 30-ih sekundah statične aktivnosti 2 % MVC (McGill, Hughson & Parks, 2000) ter da je po 30 minutah omenjene vrednosti moč zaslediti znake utrujanja (van Dieen, Westebring-van der Putten, Kingma & de Looze, 2009). Kolikšen je nivo aktivnosti posameznih hrbtnih mišic, pri katerem še ne prihaja do utrujanja in bolečin ni znano. Pri mišici trapezius so pokazali, da je nje dolgotrajna statična aktivnost, ki presega 4 % MVC, že povezana z višjim tveganjem za bolečine v vratu in ramenih (Mork & Westgaard, 2006). Nekateri avtorji so predlagali, da je ob dlje časa trajajoči aktivnosti dobro toleriran tak nivo mišične aktivnosti, kot ga beležimo med sproščeno pokončno stoji (Mork & Westgaard, 2009). Dolgotrajni statični aktivnosti se je potrebno izogibati. Med sedenjem je priporočljivo pogosto spreminjati držo in občasno vstati iz stola.

V nekaterih študijah so poročali o presenetljivo visokem nivoju mišične aktivnosti med nepodprtim vzravnanim sedenjem. Zabeležen nivo aktivnosti prsnega dela mišic erector spinae in ledvenega dela mišic multifidus, je v eni od študij celo presegel vrednosti 30 % MVC in mišic obliquus internus in externus 20 % MVC (O'Sullivan, Dankaerts, Burnett, idr., 2006). Ob tem se poraja vprašanje o primernosti ergonomskih javno-zdravstvenih priporočil o sedenju z ohranjanjem nevtralne ledvene krivine ob vseh priložnostih (Sullivan, 2007). Namreč, dolgotrajno ohranjanje statične mišične aktivnosti omenjenih vrednosti, bo sčasoma vodilo v mišično utrujanje ter neudobje in/ali bolečino. Pri posameznikih z BSH bo do utrujanja prišlo še prej, saj je pri slednjih vzdržljivost ekstenzorjev trupa oslABLJENA (Steele, Bruce-Low & Smith, 2014). Med nepodprtim sedenjem nekateri priporočajo zavzemanje »ledveno-medeničnega« vzravnane sedenja, ob katerem se hrbtencične krivine v največji meri ohranjajo, hkrati pa je aktivnost hitreje utrudljivih globalnih stabilizatorjev trupa nižja, kot med »prsnim« vzravnanim sedenjem (O'Sullivan, Dankaerts, Burnett, idr., 2006). Spet drugi avtorji predlagajo, da je iz vidika mišične ekonomičnosti, med nepodprtim sedenjem najbolje zavzeti tak položaj, ob katerem so hrbtencične krivine izravnane (Claus idr., 2009). Pokazano je bilo, da je ob takem sedenju mišična aktivnost nizka – s tem je manjša možnost mišičnega utrujanja, manjši pa je tudi prispevek mišic h

kompresijski obremenitvi hrbtenice. Med omenjenem načinom sedenja je porazdelitev obremenitev manj ugodna, saj je ledveno-medenični predel v $\sim 50\%$ največje fleksije.

Pri nekaterih posameznikih so opazili, da se nivo mišične aktivnosti s časom sedenja povečuje (Schinkel-Ivy idr., 2013). Sočasno se krepi tudi intenzivnost BSH, zato so avtorji predlagali, da je naraščanje mišične kokontraksije potrebno preprečiti. Pri posameznikih, katerih BSH je mišičnega izvora in se ob višji mišični aktivnosti krepi, lahko pride do zmanjšanja simptomov ob sključenju, ko se aktivnost mišic trupa izrazito zniža (O'Sullivan idr., 2002). Po določenem času vzravnane sedenja, bodo večje udobje ob sključenju občutili tudi sicer asimptomatični posamezniki, pri katerih je predhodno že prišlo do mišičnega utrujanja. Zaradi mnogoterih kvarnih vplivov se dlje časa trajajoče sključeno sedenje v vsakem primeru odsvetuje. Tudi dolgotrajnemu nepodprtemu sedenju se je bolje izogniti. Nižjo mišično aktivnost in manjše obremenitve med vzravnanim sedenjem ter s tem večji občutek udobja in manjše občutenje bolečinskih simptomov, se lahko doseže z uporabo posamezniku prilagojenega ergonomskega stola.

Nizko, a dolgotrajno in statično mišično aktivnost povezujejo tudi z nastankom mišično-fascialnih sprožilnih točk (ang. myofascial trigger points). Gre za točkovni skupek zakrčenih mišičnih vlaken, ki je boleč na pritisku, ob kontrakciji ali raztezanju mišice. Povzroča tudi preneseno bolečino ter nekatere senzorične, motorične in avtonomne simptome (Simons, 1999). Čeprav obstajajo v literaturi določene nejasnosti okoli omenjenih sprožilnih točk, so si mnogi enotni, da nastanejo zaradi dlje časa trajajoče mišične preobremenjenosti (Bron & Dommerholt, 2012). Kot vodilni vzrok se navadno omenja strukturne nepravilnosti kostno-mišičnega sistema, funkcionalno nepravilno držo in mišične preobremenitve zaradi položajev in gibanj med delom in/ali rekreacijo (Simons, 1999). K nastanku in vztrajanju lahko bistveno prispevajo tudi nutricionistični deficiti, metabolne in endokrine motnje, fizična neaktivnost, motnje spanja in psihosocialni dejavniki (Gerwin, 2005). Mehanizem nastanka sprožilne točke se v primeru preobremenjenosti zaradi nizke, dolgotrajne in statične mišične aktivnosti, prične z zmanjšanim pretokom krvi v mišicah. Oslabljen krvni pretok povzroči lokalno energijsko krizo v mišici, kar lahko sproži proces pridobivanja energije s pomočjo anaerobne glikolize, katere stranski produkt je mlečna kislina (Bron & Dommerholt, 2012). Zaradi vztrajanja kontrakcije kri ne zmore učinkovito odstraniti metabolnih produktov, zato postane pH mišice bolj kisel. Slednje sproži sproščanje številnih

substanc v mišico, ki povzročajo bolečino in povečajo sproščanje ter učinkovitost acetilholina (Shah, Phillips, Danoff & Gerber, 2005). Sarkoplazmatski retikulum tako sprošča obilo Ca^{2+} ionov, kar ob pomanjkanju ATP molekul zmanjša njihovo vračanje v sarkoplazmatski retikulum, s čimer ostanejo sarkomere v dolgotrajni kontrakciji. Akumulacija Ca^{2+} ionov znotraj mišične celice je bila predlagana kot vzrok nastanka mišično-fascialnih sprožilnih točk (Gissel & Clausen, 2001).

Med sedenjem so mišice statično aktivne in številne študije so poročale o pogosti prisotnosti mišično-fascialnih prožilnih točk (ang. myofascial trigger points) pri pisarniških delavcih (Cagnie idr., 2013; Myburgh, Hartvigsen, Aagaard & Holsgaard-Larsen, 2012). Le-te se pri slednjih najpogosteje pojavljajo v predelu zgornjega dela hrbta in ramen. Prožilne točke v mišicah ledveno-medenično-kolčnega predela so lahko vzrok in/ali posledica BSH in bistveno prispevajo k intenzivnosti in karakteristikam občutenja bolečine. Pri posameznikih z BSH se prožilne točke najpogosteje nahajajo v mišicah quadratus lumborum, iliocostalis lumborum in gluteus medius (Iglesias-Gonzalez, Munoz-Garcia, Rodrigues-de-Souza, Albuquerque-Sendin & Fernandez-de-Las-Penas, 2013). Ena od študij je pokazala, da so v mišici iliacus pogosteje prisotne ($p=0,001$) pri tistih študentih, ki sedijo več kot 8 ur na dan (Liu & Palmer, 2012). Tveganje za nastanek prožilnih točk zaradi dolgotrajnega sedenja je višje ob navadah oz. načinih sedenja, pri katerih je določena mišica ali mišična skupina izdatneje obremenjena (Edwards, 2005). Boljšo prekrvavljenost mišic in s tem manjše tveganje za nastanek prožilnih točk se lahko doseže s pogostim spreminjanjem telesnega položaja med sedenjem, občasnim vstajanjem s stola ter z aktivnimi odmori. Do mišične zakrčenosti pa lahko pride tudi pri mišicah, ki so skupaj z okoliškimi ligamenti v podaljšanem položaju oz. raztegnjeni (Snijders idr., 2006). Kratkotrajne spazme mišic hrbta je moč zaslediti že med 10 minut trajajočo fleksijo ledveno-medeničnega predela (Solomonow, Baratta, Banks, idr., 2003). Domneva se, da so spazmi posledica mikropoškodb viskoelastičnih tkiv, ki se pojavijo zaradi natezne obremenjenosti (Olson, Li & Solomonow, 2004; Solomonow, Zhou, Baratta & Burger, 2003). Poleg tega prihaja tudi do nekaterih drugih sprememb v živčno-mišičnem delovanju, kar obravnavamo v naslednjem podpoglavju.

Sedentarnost in fizična neaktivnost lahko na daljši rok povzročita upadanje mišične mase (Belavy, Armbrecht, Richardson, Felsenberg & Hides, 2011), spremembe v deležih tipov mišičnih vlaken (Andersen, Gruschy-Knudsen, Sandri, Larsson & Schiaffino, 1999) in mišična nesorazmerja (Page, Frank & Lardner, 2010). Ob hkratnih neugodnih spremembah na živčnem nivoju, se poslabšajo številne

senzorično-motorične sposobnosti in funkcije. Tveganje za BSH je višje zlasti ob slabši jakosti in vzdržljivosti mišic trupa (Steele idr., 2014), kot tudi ob nesorazmerju v jakosti agonističnih in antagonističnih mišic trupa (McGill idr., 2003) ter omejenem največjem obsegu ekstenzije kolka (Roach idr., 2015). Zaradi dolgotrajnega sedenja so določene mišične skupine nagnjene k zakrčenosti, spet druge k raztegnjenosti, kar je posledica njihovega skrajšanega oz. podaljšanega položaja med sedenjem. Ob dolžinskih nesorazmerjih agonističnih in antagonističnih mišic, kot tudi zaradi nesorazmerij v jakosti in moči, je centriranost sklepov in njihova trajektorija gibanja manj optimalna, s čimer prihaja na določenih delih sklepnih površin do koncentracij višjih obremenitev (Baratta idr., 1988; Elias, Bratton, Weinstein & Cosgarea, 2006; Mihata idr., 2009). V statičnih pogojih, na primer pri pokončni stoj, se opisano kaže kot funkcionalne nepravilnosti telesne drže, ter v dinamičnih pogojih kot nefunkcionalni – manj varni in manj učinkoviti – gibalni vzorci. Mišična nesorazmerja predstavljajo neugodne obremenitve na celotni kostno-mišični sistem in s tem večje tveganje za bolečinske sindrome in poškodbe (Page idr., 2010).

Med sedenjem so k zakrčenosti nagnjeni eno-sklepni fleksorji kolka (mišici psoas major in iliacus) ter pogojno tudi dvo-sklepni ekstenzorji kolka (mišice semitendinosus, semimembranosus in biceps femoris), horizontalni fleksorji ramena (mišica pectoralis major) in ekstenzorji vratu (trapezius, splenius idr.). K raztegnjenosti pa se nagnjeni eno-sklepni ekstenzorji kolka (gluteus maximus), nekateri zunanji rotatorji kolka (mišica piriformis), ekstenzorji trupa (mišice erector spinae) in adduktorji lopatic (mišice trapezius, rhomboideus major in minor). Na primeru telesne drže med pokončno stoji, se omenjena mišična nesorazmerja kažejo v izrazitem anteriornem nagibu medenice, kateremu sledijo poudarjene antero-posteriorne hrbtenične krivine in anteriorno pomaknjena glava. Tipično pride tudi do protrahiranih ramen in štrlečih lopatic (Šarabon, Košak, Fajon & Drakslar, 2005). Pri posameznikih, ki med sedenjem zavzemajo skrajno sključen položaj, lahko – nasprotno – pride do zmanjšanja ledvene krivine. Med sključenim sedenjem (še posebej ob večji fleksiji kolen) so dvo-sklepni ekstenzorji kolka v izraziteje skrajšanem položaju, medtem ko fleksorji kolka niso. V raztegnjenem oz. podaljšanem položaju so tudi vse mehke posteriorne strukture ledveno-medeničnega predela. Ob funkcionalno nepravilnih držah je obremenjenost tkiv ledveno-medeničnega predela manj optimalna, s čimer je tveganje za BSH večje. Preventivno in kurativno ukrepanje obsega sistematično in redno izvajanje ustrezno izbranih vsebin telesne vadbe, vpeljavo aktivnih odmorov med dolgotrajnim sedenjem ter optimizacijo načina sedenja (Kastelic & Šarabon, 2014).

1.6.3 Vpliv na ligamente, fascije in sklepne kapsule

V odvisnosti od načina sedenja oz. stopnje fleksije ledveno-medeničnega predela so posteriorni ligamenti ob hrbtenici (Goel, Fromknecht, Nishiyama, Weinstein & Liu, 1985; McGill, 1988; Skipor, Miller, Spencer & Schultz, 1985) in okoli sakroiliakalnega sklepa (Hammer idr., 2013; Snijders idr., 2004), kot tudi fascije tega predela (Dolan idr., 1994) ter kapsule fasetnih sklepov (Swanepoel idr., 1995) natezno obremenjeni. S svojimi mehanskimi, nevrološki in biološkimi lastnostmi so tovrstna tkiva podvržena številnim kratkoročnim in dolgoročnim vplivom nateznih obremenitev in razbremenitev. Njihov dober zdravstveni status je nenadomestljivega pomena za ohranjanje integritete in zdravja vseh hrbteničnih struktur in funkcij trupa. Glavna vloga omenjenih mehkih pasivnih tkiv, zlasti ligamentov, je zagotavljanje stabilnosti sklepov. Ligamenti pomagajo ohranjati stik med sklepnimi površinami in anatomsko trajektorijo gibanja sklepnih struktur skozi obseg giba. Njihov mehanski doprinos je velik predvsem ob koncu obsega giba, ki ga v veliki meri določajo. Zelo pomembno vlogo pri zagotavljanju sklepne stabilnosti, zlasti med gibanjem, pa imajo ligamenti posredno – preko aferentnega prispevka k usklajenim mišičnim aktivacijam (Solomonow, 2004).

Ligamente, kot tudi ostale vezivne strukture, sestavljajo tesno prilegajoča se valovita kolagenska vlakna, ki so med seboj povezana z manjšimi prečnimi vlakni. Ob natezni obremenitvi se vlakna izravnavajo, s čimer se ligament raztegne in nudi upor zunanji obremenitvi. Odnos med dolžino ligamenta in natezno silo, ki nanj deluje je eksponenten (Solomonow, 2009). V odvisnosti od časa izpostavljenosti so tovrstna tkiva podvržena nekaterim vplivom. Ob konstantni natezni obremenitvi se po takojšnji raztegnitvi do določene dolžine, s časom izpostavljenosti še dodatno podaljšujejo (delež podaljšanja, ki se zgodi po neki izpostavitvi in je izražen kot delež od izhodiščne dolžine; ang: viscoelastic creep) (Solomonow, Hatipkarasulu, Zhou, Baratta & Aghazadeh, 2003), medtem ko se ob konstantni raztegnjeni dolžini s časom zmanjšuje natezna sila (ang: tension-relaxation phenomenon) (Jackson, Solomonow, Zhou, Baratta & Harris, 2001). Natezna obremenjenost je odvisna tudi od hitrosti prirastka natezne sile, ki deluje na ligament. Hitro raztezanje, z velikim gradientom sile, predstavlja fiziološko bistveno manj ugodno obremenitev, kot počasnejši prirastek natezne sile (Elizabeth Eversull, Solomonow, Bing He Zhou, Baratta & Zhu, 2001). Lastnosti odnosa med dolžino ligamenta in natezno silo (ang: hysteresis) se spremenijo že po enem kratkem ciklu raztegnitve (Solomonow, Eversull, He Zhou, Baratta & Zhu, 2001). Mehanske lastnosti ligamentov ostanejo spremenjene še nekaj časa po obdobju izpostavljenosti nateznim obremenitvam. V

enem od preglednih člankov so poročali, da se v prvi uri po 20 do 50-ih minutah natezne obremenjenosti hrbteničnih ligamentov, povrne med 40 in 60 % izhodiščnih vrednosti mehanskih lastnosti ligamentov (Solomonow, 2009). Popolno okrevanje je izjemno dolgotrajno, saj traja 24 do 48 ur.

Ligamenti imajo, podobno kot ostala tkiva, biološko sposobnost prilagajanja na ponavljajoče dražljaje. Po izpostavljenosti delovnim obremenitvam in/ali telesni vadbi se ligamenti okrepijo (gostota, premer in število kolagenskih vlaken se poveča, metabolizem se izboljša), medtem ko se na dolgotrajnejšo imobilizacijo odzovejo z degradacijo (gostota, premer in število kolagenskih vlaken se zmanjša, metabolizem se poslabša) (Solomonow, 2009) in šibkejšimi prijemališči ligamentov na kosti (Woo idr., 1987). V primeru, da so ligamenti izpostavljeni obremenitvam na katere niso prilagojeni (če so presežene bodisi metabolne, celične, cirkulatorne ali mehanske meje zmogljivosti), se pojavi vnetni odgovor, ki je posledica (mikro)poškodb strukture kolagenskih vlaken (Solomonow, 2009). V viskoelastičnih strukturah se nahajajo številni prosti živčni končiči (nociceptorji), ki imajo vlogo bolečinskih receptorjev (Bogduk, 1983; Rhalmi, Yahia, Newman & Isler, 1993) in so ob prisotnosti vnetnih procesov stimulirani. Ligamenti in fascije so poleg mišic, najpogosteje omenjen/predlagan izvor kronične nespecifične BSH (Mense & Gerwin, 2010).

Med akutnim vnetjem potekajo procesi celjenja, ki za optimalno delovanje zahtevajo dovolj počitka (razbremenjenost) poškodovanih ligamentov. V primeru večjih poškodb (npr. natrganina ligamenta) lahko vnetje traja več mesecev in tkivo se nikoli ne uspe zaceliti do svoje izhodiščne strukture in funkcije (Woo idr., 2000). Ob mikropoškodbah se ligamenti po dovoljšnjem počitku še dodatno okrepijo, medtem ko se ob pomanjkanju počitka lahko razvije kronično vnetje, ki je povezano z degradacijo strukture in funkcije ligamenta (Solomonow, 2009). Regeneracija viskoelastičnih tkiv je počasna in mikropoškodbe nastale v enem delovnem dnevu, se do naslednjega pogosto ne uspejo zaceliti (Solomonow, 2012). Takšne kumulativno povzročene poškodbe lahko brez opaznejših simptomov nastajajo več mesecev ali let in se v neki časovni točki pojavijo kot trajna poškodba, ki jo spremlja bolečina (Woo idr., 2000). Ohranjanje zdravja in normalne funkcije ligamentov je v biomehansko-fiziološkem kontekstu odvisno od razmerja med količino in trajanjem izpostavljenosti mehanskim dražljajem ter trajanjem počitka (razbremenitev), pri čemer optimalnega razmerja do danes še ne poznamo (Solomonow, 2009).

Ligamenti, kot tudi fascije in kapsule sklepov so pomembni senzorni organi. Omenjena tkiva so izjemno bogata s proprioceptorji (Golgijeva in Pacinijeva telesa, Ruffinijevi končiči in prosti živčni končiči), s čimer igrajo pomembno vlogo pri živčno-mišičnem nadzoru (Solomonow, 2006). Ob spremenjenih mehanskih lastnostih viskoelastičnih tkiv je motena senzibilnost proprioceptorjev. Meja senzorne zaznave se premakne, česar posledica je poslabšanje propriocepcije in kinestezije ter neugodne spremembe v refleksnih odzivih. Do oslavljenega senzorično-motoričnega nadzora trupa prihaja tudi ob prisotnosti vnetja ligamentov, ki je posledica (mikro)poškodb (Solomonow, 2009).

Skozi serijo raziskav na mačkah pod anestezijo je Solomonow (Jackson idr., 2001; Solomonow, 2004; Solomonow, Baratta, Zhou, idr., 2003; Solomonow, Hatipkarasulu, idr., 2003; Solomonow, Zhou, idr., 2003; M. Williams, Solomonow, Zhou, Baratta & Harris, 2000) opisal živčno-mišične nepravilnosti, do katerih prihaja ob statični natezni obremenjenosti ledvenih ligamentov. Med fleksijo ledvenega dela hrbtenice, se sočasno z nastankom deformacij ligamentov (ang. viscoelastic creep) zmanjšuje refleksna mišična aktivnost, kar kaže na premikanje meje senzornega prožilca refleksa. Med in tudi po fleksiji je moč opaziti kratkotrajne mišične spazme, ki se pojavljajo naključno in so posledica mikropoškodb kolagenskih vlaken (refleksni odziv na zaznavo bolečinskih receptorjev). V prvi uri počitka po (20-minutni) izpostavljenosti fleksiji, pride do prehodne hiperekscitabilnosti refleksne mišične aktivnosti, ki se po tem kmalu zmanjša. Slednje pripisujejo nameri živčno-mišičnega sistema, da bi zavaroval prizadete ligamente pred nadaljnjimi mikropoškodbami. Hiperekscitabilnost se od druge do šeste ure po izpostavljenosti fleksiji spet močno povečuje – amplituda odziva se poveča za dva do tri-krat. Hiperekscitabilnost se spreminja skladno s prisotnostjo stopnje vnetja prizadetih ligamentov. Po šesti uri od izpostavljenosti fleksiji se počasi eksponentno približuje izhodiščnim vrednostim, ki jih lahko doseže šele po 24-ih urah (podobno velja tudi za vračanje izhodiščnih mehanskih lastnosti ligamentov). Nadalje so pokazali, da je pojav hiperekscitabilnosti po izpostavljenosti fleksiji ledvenega dela odvisen od velikosti (Sbriccoli, Solomonow, idr., 2004) in količine kumulativne obremenitve (Sbriccoli, Yousuf, idr., 2004) ter dolžine odmorov med posameznimi cikli ob enaki kumulativni obremenitvi (Courville idr., 2005).

Do omenjenih pojavov med fleksijo ledveno-medeničnega predela prihaja tudi pri ljudeh (Hendershot idr., 2011; Rogers & Granata, 2006; Solomonow, Baratta, Banks, idr., 2003). Na deformacije (ang. viscoelastic creep) posteriornih

viskoelastičnih tkiv po izpostavljenosti fleksiji, posredno kaže povečan obseg giba ledvenega dela hrbtenice. Po 10-ih minutah največje fleksije se poveča za $4,2^\circ$ (Shin & Mirka, 2007), po 16-ih za $5,3^\circ$ (Rogers & Granata, 2006) ter po 20-ih minutah za $5,5^\circ$ (McGill & Brown, 1992), pri čemer je povečanje zgolj na račun deformacij mehkih struktur, saj v tako kratkem času do znižanja višin diskov ne pride (Phimphasak, Swangnetr, Puntumetakul, Chatchawan & Boucaut, 2015). Spet v drugi študiji so poročali, da se največji obseg giba ledvenega dela po eni uri delno (70 % največje fleksije) sključenega sedenja poveča za $2,3 \pm 2,5^\circ$ (Sanchez-Zuriaga idr., 2010). V enakem časovnem obdobju izpostavljenosti se pri ženskah v primerjavi z moškimi, razvije večja deformacija, ki pa se v odmoru tudi hitreje odpravi (Hendershot idr., 2011; McGill & Brown, 1992; Muslim idr., 2013). Ob deformacijah viskoelastičnih struktur postanejo sklepi bolj laksni, s čimer je zmanjšana njihova pasivna togost (in pasivna komponenta doprinosna k stabilnosti sklepa). Polovica izgubljene pasivne togosti (merjeno preko največjega obsega giba fleksije ledvenega dela) naj bi se povrnila že po dveh minutah počitka (McGill & Brown, 1992), medtem ko lahko mine do povrnitve izhodiščne togosti, tudi več kot 24 ur (Solomonow, 2004). Po drugi študiji, se je togost (seštevek pasivne togosti in bazične mišične aktivnosti) že po dveh minutah izpostavljenosti 33, 66 in 100 % fleksiji, zmanjšala za $1,6 \pm 11,5 \%$, $7,8 \pm 15,8 \%$ in $24,5 \pm 12,3 \%$, a so se izhodiščne vrednosti povrnila že po petih minutah počitka (po 16-ih minutah izpostavljenosti pa po 10-ih minutah počitka) (Hendershot idr., 2011). Ker se bazičen nivo mišične aktivnosti ni spremenil, so omenjene spremembe v togosti pripisali le komponenti pasivne togosti. V eni od študij so poročali nasprotno rezultate – po eni uri samo-izbranega sedenja (na sedalu pisarniškega stola brez naslonjala ob branju ali pisanju za pisalni mizo), je prišlo do nekoliko povečane pasivne togosti (ki je po drugi uri izpostavljenosti ostala enaka) in zmanjšanja največje fleksije ledvenega dela trupa ($p = 0,007$) pri moških (Beach, Parkinson, Stothart & Callaghan, 2005). Nepričakovane rezultate so pripisali morebitnemu zvišanju diskov med sedenjem, kar bi zmanjšalo laksnost sklepov. Do zmanjšanja obsega fleksije ledvenega dela ($2,4 \pm 4,1^\circ$; $p = 0,003$) naj bi prišlo po uri in pol samo-izbranega sedenja na pisarniškem stolu (z naslonjalom nagnjenim za 15° nazaj). Spremembe so pripisali zvišanju diskov in spremembi v pasivnih lastnosti mišic.

Posredni vplivi dolgotrajne fleksije ledveno-medeničnega predela se kažejo tudi v spremenjenem senzorično-motoričnem upravljanju trupa. Pokazali so, da 10-minutna izpostavljenost sključenemu sedenju spremeni fleksijski kot v katerem pride do fleksijsko-relaksacijskega fenomena (Solomonow, Baratta, Banks, idr.,

2003). Po izpostavljenosti fleksiji, v primerjavi s kotnimi parametri pred fleksijo, pride do fleksijsko-relaksacijskega fenomena v ciklu fleksije ob večjem kotu ($p = 0,067$) fleksije ledveno-medeničnega predela. Mišice ostanejo aktivne skozi (absolutno) večji obseg giba, tako med prehajanjem v fleksijo, kot v ekstenzijo. V kasnejši študiji je bilo pokazano, da ob normalizaciji na povečan največji obseg fleksije (po izpostavljenosti), pride do fenomena pri enaki stopnji fleksije (Howarth idr., 2013). Slednje kaže na spremembo odnosa med dolžino in napetostjo viskoelastičnih tkiv. Pasivna tkiva ob enaki absolutni raztegnjenosti ne nudijo dovoljšnega upora pri zoperstavljanju ekstenzornemu navoru, zato ga kompenzatorno skozi absolutno (a ne relativno) večji obseg giba fleksije prevzemajo mišice. Tako se npr. po eni uri samo-izranega sedenja (na sedalu pisarniškega stola brez naslonjala ob delu na računalniku za pisalni mizo), obseg giba pri katerem pride do fenomena poveča za $1,3 \pm 1,5^\circ$ ($p = 0,002$), medtem ko po drugi uri sedenja ne pride do dodatnega povečanja (Howarth idr., 2013).

Izpostavljenost fleksiji ledveno-medeničnega predela spremeni tudi posturalne refleksne odzive mišic trupa na nenadne zunanje mehanske motnje. V eni od študij so pokazali, da enourna izpostavljenost delno (70 % največje fleksije) sključenemu sedenju podaljša refleksne latence iz 60 ± 12 ms na 96 ± 26 ms ($p < 0,001$), medtem ko do sprememb v amplitudi EMG odziva in času do največje EMG amplitude, ni prišlo (Sanchez-Zuriaga idr., 2010). V omenjeni študiji so refleksne odzive izzvali z nenadnimi mehanskimi motnjami preko trupa v smeri fleksije trupa in spremljali odzive mišic erector spinae, pri katerih je prišlo do značilno ($p = 0,004$) daljših latenc v ledvenem (povprečno 103 ms), kot v prsnem delu (povprečno 90 ms). Zapozele latence so pripisali zmanjšani senzibilnosti proprioceptorjev v viskoelastičnih tkivih, katerih mehanske lastnosti so po izpostavljenosti nateznim obremenitvam spremenjene. V slednjem primeru je potrebna večja natezna obremenitev omenjenih tkiv, da obremenjenost proprioceptorji zaznajo.

V številnih študijah so uspeli pokazati tudi na večjo amplitudo refleksnih odzivov po izpostavljenosti fleksiji (Bazrgari idr., 2011; Granata idr., 2005; Hendershot idr., 2011). Amplituda refleksnih odzivov ledvenih mišic erector spinae (refleksne odzive so izzvali z nenadnimi mehanskimi motnjami preko trupa) se je po eni od študij, po 16-ih minutah 33, 66 in 100 % fleksije, povišala za $1,4 \pm 8,5$, $9,4 \pm 12,2$ in $20,9 \pm 12,7$ % in je ostala enako povišana tudi po eni uri počitka (B. Hendershot idr., 2011). Povišano amplitudo refleksnih odzivov so pripisali deformacijam viskoelastičnih tkiv in kompenzaciji zmanjšane pasivne togosti trupa, z namenom

ohranjanja stabilnosti hrbtenice. Spremenjeni refleksni odzivi lahko predstavljajo tudi neugodne obremenitve hrbteničnih struktur. Dolgotrajno povišanje amplitude morda služi zagotavljanju potrebnega časa, dokler se deformacije viskoelastičnih tkiv ne odpravijo. Na drugi strani kaže, da dolgotrajno ciklično obremenjevanje zmanjša amplitudo refleksnih odzivov (Muslim idr., 2013; Rogers & Granata, 2006). Oseminštirideset minut trajajoče ciklično izmenjavanje 1-, 2-, ali 4-minutne statične fleksije z enako dolgimi odmori je rezultiralo v zmanjšanje amplitud odzivov za $13,3 \pm 17,1$ % pri ženskah in $2,4 \pm 20,7$ % pri moških (Muslim idr., 2013). Avtorji so predlagali, da ciklično obremenjevanje morda povzroči večje poškodbe viskoelastičnih tkiv kot statično, in da je s tem hiperekscitabilnost zapoznala ali zatrta. Ob zmanjšanju amplitud refleksnih odzivov, skupaj z zmanjšano pasivno togostjo hrbtenice po izpostavljenosti cikličnemu obremenjevanju, je stabilnost hrbtenice ogrožena in tveganje poškodbe večje. Na anticipatorne posturalne prilagoditve dolgotrajna fleksija naj ne bi imela vpliva (Lehman, Story & Mabee, 2005).

Ob deformacijah viskoelastičnih tkiv se poslabša tudi kinestetična zaznava. Napaka repozicije ledvene krivine v nevtralni položaj (med sedenjem) je bila po eni od študij za $3,92 \pm 4,35^\circ$ večja ($p < 0,001$) po izpostavljenosti 5-im minutam sključenega sedenja ($- 4,12 \pm 4,2^\circ$), v primerjavi z repozicijo po treh sekundah sključenega sedenja ($- 0,20 \pm 0,83^\circ$) (Dolan & Green, 2006). Kaže, da po izpostavljenosti fleksiji ledveno-medeničnega predela, preiskovanci praviloma podcenijo referenčni položaj pri nalogi repozicije in posledično izvedejo gib s premajhno amplitudo. Slabša kinestezija je verjetno posledica deformacije viskoelastičnih tkiv in sprememb v refleksnih odzivih. Na podlagi vzorca iz omenjene študije, se po petih minutah sključenega sedenja napaka repozicije ledvenega predela poveča za več kot $2,35^\circ$ in za manj kot $5,48^\circ$ ($n = 32$; CI 95 %). Poslabšan posturalni nadzor trupa po izpostavljenosti fleksiji ledveno-medeničnega predela so pokazali tudi na primeru ravnotežne naloge v sedečem položaju (Hendershot idr., 2013). Med izvajanjem eno-minutne naloge ohranjanja ravnotežja je prišlo po izpostavljenosti največji fleksiji (ki je trajala 2, 4 ali 10 minut) do značilno večjih oscilacij in hitrosti oscilacij v anteroposteriorni in mediolateralni smeri, v primerjavi z vrednostmi pred izpostavljenostjo. V anteroposteriorni smeri so bile vrednosti oscilacij značilno večje v skladu s trajanjem in velikostjo dodatne zunanje obremenitve med izpostavljenostjo fleksiji. Vsi spremljani parametri so se po 10-ih minutah počitka (pokončne stoje) vrnili na izhodiščne vrednosti. Izsledke, ki govorijo o poslabšanem posturalnem nadzoru, so pripisali zmanjšani pasivni togosti trupa, zapoznelim refleksnim odzivom in moteni

propriocepciji, kot posledici izpostavljenosti nateznim obremenitvam viskoelastičnih tkiv.

Dolgotrajno (delno) sključeno sedenje spremeni mehanske lastnosti posteriornih viskoelastičnih tkiv, s čimer se spremenijo senzorično-motorične funkcije trupa. Posteriorni ligamenti, fascije in kapsule sklepov postanejo nekoliko ohlapni, kar s hkratnimi spremembami diskov (nižja višina diska in nekoliko klinasto predrugačenje geometrije (Kingma idr., 2000)), povzroči zmanjšano pasivno togost hrbtenice. Tovrstne spremembe so vidne še nekaj časa po obremenitvah in povečajo tveganje za poškodbe struktur zaradi prekomerne fleksije (Hendershot idr., 2011; McGill & Brown, 1992). Spremembe vplivajo tudi na stabilnost hrbtenice. Mnogi domnevajo, da predstavljajo spremenjene strategije živčno-mišičnega upravljanja trupa neugodne obremenitve, ki povečajo tveganje mikropoškodb in iritacij okoliških struktur (Bazrgari idr., 2011; Dolan & Green, 2006; Granata idr., 2005; Hendershot idr., 2013; Howarth idr., 2013; Sanchez-Zuriaga idr., 2010; Solomonow, 2004). Številni avtorji svetujejo, da se po obdobju izpostavljenosti fleksiji ledveno-medeničnega predela, izogiba težjim fizičnim aktivnostim. McGill in Brown (1992) svetujeta vsaj nekaj minutno stojo ali hojo preden se izvaja težja fizična dela.

2 PREDMET, PROBLEM IN NAMEN

Do danes so prepoznali številne kvarne mehanizme preko katerih lahko dolgotrajno sedenje povzroči ali prispeva k nastanku BSH. Količina objavljene literature na temo sedenja in BSH se zlasti v zadnjem desetletju bliskovito povečuje. Obravnavano področje postaja vse bolj relevantno, saj današnja populacija velik del dneva sedi, BSH predstavljajo velik zdravstveni in socio-ekonomski problem in obstajajo številni dokazi, da dolgotrajno sedenje kvarno vpliva na hrbtenične strukture in funkcije trupa. V starejših študijah se je veliko pozornosti posvečalo predvsem vplivu sedenja na medvretenčne diske. V zadnjem času se je pozornost usmerila k vplivu na ligamente in posredno na senzorično-motorične funkcije trupa. Večina primerov BSH je nespecifičnih – takih, ki jim ni moč pripisati niti izvora niti vzroka. Vse bolj sprejeta razlaga za glavnino primerov nespecifične BSH postaja koncept nestabilne hrbtenice (O'Sullivan, 2005; Panjabi, 1992a).

2.1 Koncept stabilnosti hrbtenice

V 70-ih letih prejšnjega stoletja so raziskovalci začeli opisovati koncept stabilnosti hrbtenice (Barr, Griggs & Cadby, 2005), katerega razumevanje in tolmačenje se spreminja vse od takrat (Panjabi, 1992a, 1992b, 2006; Reeves, Narendra & Cholewicki, 2007; Solomonow, 2011). Stabilnost je sposobnost sistema, da se uspešno upira mehanskim motnjam (Reeves idr., 2007). Učinkovitost sistema in dolgoživost njegovih sestavnih elementov, sta odvisni od optimalnega delovanja vseh segmentov. Če torej hrbtenični sklepi ne morejo ohranjati optimalne stabilnosti, postanejo mehansko neučinkoviti in izpostavljeni poškodbam. Za nestabilen sklep je značilna nefiziološka trajektorija gibanja sklepnih struktur, zaradi česar prihaja do preobremenitev določenih struktur, (mikro)poškodb in bolečine (Panjabi, 1992a). Stabilnost hrbtenice je izredno kompleksen, dinamičen, več-faktorski in od časa izpostavljenosti odvisen proces (Solomonow, 2011).

Panjabi (1992a, 1992b) je v svoji odmevni teoriji razdelil stabilizacijski sistem hrbtenice na tri soodvisne podsisteme. Pasivni podsistem predstavljajo vretenca z diski, fasetni sklepi, ligamenti, fascije in kapsule sklepov ter pasivne mehanske lastnosti mišic. Njegova mehanska vloga je prenos sil med posameznimi segmenti in omejevanje obsega giba v sklepih. Omenjene strukture so bogate s proprioceptorji, s čimer imajo pomembno vlogo pri dotoku senzornih informacij.

Aktivni podsistem predstavljajo mišice trupa, preko katerih se generirajo sile, ki vplivajo na togost sklepov. Hrbtenica v gravitacijskem okolju ni sposobna, brez koordiniranega delovanja mišic, ohraniti niti pokončni položaj. Koordinirano delovanje omogoča nadzorni podsistem, ki ima izjemno kompleksno nalogo neprestanega nadziranja in prilagajanja mišične aktivnosti, z namenom doseganja stabilnosti. Za slednje je potrebna natančna - časovno, prostorsko in amplitudno usklajena mišična aktivnost. Že trenutek nepravilnega delovanja mišic trupa, lahko povzroči akutno poškodbo hrbteničnih tkiv in nenadno sproži BSH (Cholewicki & McGill, 1992; Preuss & Fung, 2005). Spremembe v delovanju mišic trupa je moč opaziti tudi pri posameznikih z BSH (Hodges & Moseley, 2003; Stokes, Fox & Henry, 2006; van Dieen, Cholewicki & Radebold, 2003) ali z zgodovino bolečin (MacDonald, Moseley & Hodges, 2009). Domneva se, da je nestabilnost hrbtenice vzrok glavnine primerov nespecifične BSH, kot tudi del iritacijskega patofiziološkega mehanizma mnogih drugih (O'Sullivan, 2005; Panjabi, 1992a, 2006).

K stabilnosti hrbtenice ključno prispeva usklajena aktivnost vseh mišic trupa (Bergmark, 1989; Hodges & Moseley, 2003). Bergmark (1989) je predlagal, da t.i. globalne mišice, ki povezujejo medenični obroč s prsnim košem, uravnovežijo zunanje sile do tolikšne mere, da jih t.i. lokalne mišice lahko nadalje obvladajo. Slednje so bistveno manjše in se z vsaj z enim koncem pripenjajo na vretenca, s čimer imajo možnost neposrednega vpliva na gibanje posameznih segmentov. Med (ne)pričakovanimi mehanskimi motnjami zgolj vzdrževana mišična aktivnosti ne zagotavlja stabilnosti. Potrebne so anticipacijske in refleksne mišične akcije (Brown & McGill, 2009). Do prvih pride že nekoliko pred pričakovano mehansko motnjo in potekajo po mehanizmu odprte zanke (ang. feed-forward control). Višji centri centralnega živčnega sistema predvidijo posledice pričakovane mehanske motnje ter skladno s tem aktivirajo mišice trupa, s čimer se zmanjša učinek motnje in potreba po nadaljnji korektivni mišični aktivaciji (De Wolf, Slijper & Latash, 1998). V primeru nepričakovane mehanske motnje pride po mehanizmu zaprte zanke (ang. feed-back control) do refleksnih odzivov. Proprioceptorji zaznajo mehansko motnjo in pošljejo informacije centralnemu živčnemu sistemu, ki na podlagi slednjih načrtuje in posreduje zahteve po potrebni mišični aktivaciji (Kandel, Schwartz & Jessell, 2000). Učinke mehanskih motenj do neke mere blažijo tudi mehanske lastnosti mehkih struktur (Aruin, Forrest & Latash, 1998).

Ne-optimalno delovanje kateregakoli od opisanih podsistemov vpliva na stabilnost hrbtenice (Panjabi, 1992a, 1992b). Nadzorni podsistem zazna deficite in povečano zahtevo po stabilnosti, kar poizkuša kompenzirati s spremembami v delovanju

aktivnega podsistema. Do manjših sprememb v delovanju podsistemov in njihovega doprinosu k stabilnosti prihaja vsakodnevno (Solomonow, 2011). Slednje je posledica normalnih cirkadianih sprememb v hidraciji diska, mehanskih lastnosti viskoelastičnih tkiv, utrujenosti mišic itn. Preko kompenzatornih mehanizmov se lahko stabilnost hrbtenice uspešno ohranja tudi v primeru dolgotrajnih in/ali trajnih deficitov (bolezen, poškodba ali degeneracija) (Panjabi, 1992a). Vendar so v slednjem primeru lahko posledice kronično spremenjenega mišičnega delovanja za posamezne hrbtenične strukture neugodne (mišični spazmi, pospešena degeneracija, poškodbe in bolečina). Pri posameznikih z BSH so pokazali na številne spremembe v delovanju mišic trupa, kot je zmanjšana jakost in vzdržljivost (Steele idr., 2014), povečana kokontraktacija (van Dieen idr., 2003), spremenjeni vzorci mišičnih aktivacij (Hammill idr., 2008), zapoznili anticipacijski (Hodges & Richardson, 1999) in refleksni mišični odzivi (Radebold, Cholewicki, Polzhofer & Greene, 2001) itn. V kolikšni meri so omenjene spremembe vzrok in/ali posledica BSH, ni povsem jasno. Danes mnogi domnevajo, da so (mikro)poškodbe ligamentov, sklepnih kapsul in fascij pogost vzrok za nastanek nespecifične BSH (Panjabi, 2006; Solomonow, 2009). V primeru poškodb s proprioceptorji bogatih tkiv je dotok senzornih informacij spremenjen in senzorično-motorični nadzor ledveno-medeničnega predela oslavljen. Slaba nadzor poveča tveganje nadaljnjih (mikro)poškodb, s čimer se posamezniki z BSH lahko ujamejo v začaran krog, katerega posledica je kronična bolečina.

2.2 Predmet in problem

Predmet pričujoče magistrske naloge so izbrane senzorično-motorične funkcije trupa in gibalne sposobnosti. Osredotočili smo se na gibljivost kolkov in trupa, na kinestezijo ter posturalne funkcije trupa. Pri osebah z BSH so omenjene funkcije in sposobnosti spremenjene (Hodges, 2001; Jacobs idr., 2009; O'Sullivan idr., 2013; Radebold idr., 2000; Roach idr., 2015), pri čemer ni povsem jasno v kolikšni meri so odraz posledic in/ali vzrokov BSH. Obstajajo tako dokazi, da so nekatere spremembe posledica BSH (Hodges, Moseley, Gabrielsson & Gandevia, 2003; Moseley, Nicholas & Hodges, 2004), kot tudi dokazi, da povečajo tveganje za nastanek BSH (Cholewicki idr., 2005). Pokazano je bilo, da do podobnih akutnih sprememb prihaja tudi pri asimptomatičnih posameznikih, če so nekaj časa izpostavljeni fleksiji ledveno-medeničnega predela (Dolan & Green, 2006; Hendershot idr., 2011; Sanchez-Zuriaga idr., 2010; Shin & Mirka, 2007). Tovrstni izsledki so rezultat laboratorijskih študij s kratkim časom izpostavljenosti največji

fleksiji. Študij, ki bi pokazale na neugodne spremembe zaradi več-urne (delne) fleksije ledveno-medeničnega predela nismo našli. Mnogi raziskovalci so mnenja, da optimalno delovanje obravnavanih funkcij pomembno prispeva k stabilnosti in s tem zdravju hrbtenice (Barr idr., 2005; Brown & McGill, 2009; Hammill idr., 2008; Hendershot idr., 2011; Panjabi, 1992a; Radebold idr., 2000; Sanchez-Zuriaga idr., 2010; Solomonow, 2011). Domneva se, da v primeru sprememb prihaja do neugodnih obremenitev hrbtениčnih struktur, s čimer se poveča tveganje za nastanek in/ali vztrajanje BSH.

2.2.1 Gibljivost

Gibljivost v smislu največjega obsega pasivno izvedenega giba je odvisna predvsem od anatomije sklepnih struktur ter v manjši meri od nekaterih fizioloških procesov in stanj ter okoljskih dejavnikov (Ušaj, 2002). Na največji obseg gibov lahko pri nevrološko zdravih ljudeh učinkovito vplivamo predvsem preko biomehanskega vpliva na lastnosti mišic in ostalih mehkih struktur okrog določenega sklepa. Mišice, ki so dlje časa v skrajšanem ali podaljšanem položaju so zaradi tega nagnjene k zakrčenosti oz. raztegnjenosti. Pri osebah, ki veliko sedijo se zato pogosto svetuje raztezanje fleksorjev kolka, kot tudi raztezanje in krepitev ekstenzorjev kolka. Bodisi omejena ali prekomerna gibljivost kolkov in ledveno-medeničnega predela spremeni biomehaniko gibanja hrbtenice in izpostavi njene strukture neugodnim obremenitvam ter večjemu tveganju za BSH (Oatis, 2009).

Epidemioloških dokazov, da dolgotrajno sedenje pomembneje vpliva na dolžino mišic, navječji obseg gibov kolka in trupa ali posledično na držo, ni veliko. Podatki iz študije, v kateri so zajeli delovno aktivno populacijo iz srednjega vzhoda so pokazali na odsotnost značilnih razlik v stopnji ukrivljenosti ledvene krivine in tipom delovnih obremenitev ($p = 0,50$), življenjskim slogom ($p = 0,97$) in količino ukvarjanja s fizično aktivnostjo v prostem času ($p = 0,36$). Prav tako so pokazali odsotnost razlik v stopnji ukrivljenosti ledvene krivine med tistimi posamezniki, ki trpijo za BSH in asimptomatičnimi posamezniki ($p = 0,28$) (Nourbakhsh, Moussavi & Salavati, 2001). Tudi na dolžino mišic zadnje lože (določeno preko testa aktivno izvedene ekstenzije kolena ob 90° fleksije v kolku) naj tip delovnih obremenitev (delo sede ali delo stoje) ne bi imel pomembnejšega vpliva ($p = 0,66$; $F = 0,18$), medtem ko je za posameznike z BSH, v primerjavi s tistimi brez BSH, dolžina mišic zadnje lože značilna krajša ($p = 0,001$; $F = 11,90$) (Arab & Nourbakhsh, 2013). Simptomatični posamezniki imajo pogosteje tudi omejen največji obseg pasivno

izvedene ekstenzije kolka (Roach idr., 2015), kar kaže na skrajšane fleksorje kolka. Ker se mišice zadnje lože pripenjajo na sednično grčo je v teoriji mnogokrat predlagano, da zakrčenost oz. raztegnjenost teh mišic vpliva na položaj medenice in s tem na zmanjšano oz. povečano ledveno krivino. Rezultati študij predlagane teorije ne potrjujejo (Arab & Nourbakhsh, 2013; Gajdosik, Hatcher & Whitsell, 1992). Kljub obsežnemu pregledu literature nismo našli dokazov, da dolgotrajno sedenje negativno vpliva na največji obseg gibov kolka.

Posamezniki z BSH imajo pogosto omejeno (Pearcy, Portek & Shepherd, 1985; Steele, Bruce-Low, Smith, Jessop & Osborne, 2013) ali prekomerno gibljivost ledvenega dela hrbtenice (Dvorak, Panjabi, Novotny, Chang & Grob, 1991; Larsson, Mudholkar, Baum & Srivastava, 1995). Tako prekomerna kot omejena gibljivost sta lahko posledica anatomskih posebnosti oz. nepravilnosti in/ali višje oz. nižje mišične togost. V nekaterih študijah so poročali, da se največji obseg fleksije ledvenega dela trupa po izpostavljenosti dolgotrajnemu sedenju akutno poveča (McGill & Brown, 1992; Rogers & Granata, 2006; Sanchez-Zuriaga idr., 2010; Shin & Mirka, 2007), spet v drugih da se ne spremeni (Callaghan & McGill, 2001) ali da se celo zmanjša (Beach idr., 2005; Dunk & Callaghan, 2010). Pričakovano povečanje največjega obsega fleksije ledvenega dela se je največkrat pripisalo znižanju višin diskov med sedenjem in deformacijskemu odgovoru viskoelastičnih mehkih tkiv na dolgotrajno natezno obremenitev. Na drugi strani se obseg giba lahko zmanjša zaradi višje togosti mišic trupa ali zaradi zvišanja višine diskov med sedenjem.

2.2.2 Kinesteziija

Kinesteziija je sposobnost zaznave položaja telesa in/ali delov telesa v prostoru, zaznave gibanja telesa in notranjih obremenitev, kot posledice mišične aktivnosti (Rosker & Sarabon, 2010). S tem je poleg vestibularne in vidne zaznave, pomembna komponenta senzorično-motoričnega upravljanja. Kinestetična zaznava temelji na senzornih informacijah iz specializiranih senzornih organov – proprioceptorjev (Golgijev tetivni organ, mišično vreteno, prosti živčni končiči, Paccinijeva in Meissnerjeva telesca, Ruffinijevi končiči, Merklovi diski), ki se nahajajo v sklepkih, mišicah, ligamentih, fascijah, sklepkih kapsulah in hrustancih, kot tudi v koži. Njihova vloga je pretvorba mehanskih obremenitev v informacije, ki jih sprejema in procesira centralni živčni sistem (Kandel idr., 2000). Na kinestetični občutek vpliva temperatura, vibracije, utrujanje, starost, treniranost, poškodbe in

bolezni (Rosker & Sarabon, 2010), kot tudi natezne obremenitve viskoelastičnih tkiv (Dolan & Green, 2006).

Domneva se, da kinestezija trupa prispeva k stabilnosti hrbtenice in da v primeru oslABLJENOSTI poveča tveganje za nastanek (mikro) poškodb in bolečinskih sindromov (Gade & Wilson, 2007; Panjabi, 1992a). Pokazano je bilo, da je pri posameznikih z BSH oslABLJENA (Astfalck, O'Sullivan, Smith, Straker & Burnett, 2013; Noh, Oh & Yoo, 2015; O'Sullivan idr., 2013; O'Sullivan idr., 2003; Roosink idr., 2015), kar pripisujejo spremembam v dotoku informacij iz senzornih organov zaradi poškodbe in/ali iritiranosti tkiv spodnjega dela hrbta. Kinestezija trupa je lahko akutno oslABLJENA tudi pri sicer asimptomatičnih posameznikih, ki so bili predhodno izpostavljeni fleksiji ledveno-medeničnega predela (Dolan & Green, 2006). Akutno poslabšanje je moč opaziti že po kratkotrajni izpostavljenosti sključenemu sedenju. Ali prihaja do poslabšanja tudi po dolgotrajnem sedenju na delovnem mestu, do danes ni znano. Med fleksijo so posteriorne hrbtenične strukture natezno obremenjene in s tem izpostavljene strukturnim deformacijam viskoelastičnih tkiv, (mikro) poškodbam in vnetnim odgovorom. Vse od naštetega pa lahko neugodno vpliva na dotok senzornih informacij iz prizadetih tkiv.

2.2.3 Posturalne funkcije trupa

Posturalne funkcije trupa človeku omogočajo vzdrževanje pokončnega položaja telesa in prispevajo h koordiniranemu gibanju. Pri tem imata pomembno vlogo centralni živčni in živčno-mišični sistem (Kandel idr., 2000). Za varno in učinkovito gibanje hrbtenice je potrebno natančno upravljanje vsakega od posameznih hrbteničnih segmentov, kot tudi hrbtenice kot celote (Panjabi, 1992a). Centralni živčni sistem ves čas nadzira in preko mišičnega sistema prilagaja aktivnost (in s tem togost) posameznih mišic, s čimer vzdržuje stabilnost hrbteničnega stebra (Borghuis, Hof & Lemmink, 2008). Med (ne)pričakovanimi nenadnimi mehanskimi motnjami zgolj vzdrževana mišična togost ne zagotavlja sklepne stabilnosti – potrebne so samodejne anticipacijske posturalne prilagoditve in posturalne refleksne reakcije (Brown & McGill, 2009). Centralni živčni sistem ima na podlagi predhodnih izkušenj pred-pripravljen program, s katerim že pred pričakovano mehansko motnjo samodejno aktivira mišice trupa ter s tem zmanjša učinek motnje in posledično potrebo po korektivni mišični aktivaciji (De Wolf idr., 1998). Do samodejnih posturalnih refleksnih reakcij pride po nepričakovani mehanski

motnji. Latenca refleksov je odvisna od časa aferentnega prevajanja, centralne zakasnitve in eferentnega prevajanja električnih impulzov.

Pri posameznikih z BSH se kažejo spremembe v posturalnih funkcijah trupa, ki so lahko posledica sprememb v senzornem sistemu, prenosu motoričnih ukazov in/ali sprememb v načrtovanju gibanja (Hodges & Moseley, 2003). Kažejo se daljše latence (Hodges & Richardson, 1999) in njih zmanjšana variabilnost ter izraziteje stereotipni vzorci anticipatornih posturalnih prilagoditev pri nekaterih mišicah trupa (Jacobs idr., 2009). Tudi latence refleksnih mišičnih odzivov so pogosto daljše, kot pri asimptomatičnih posameznikih (Radebold idr., 2000; Radebold idr., 2001). Do danes ni povsem jasno v kolikšni meri so omenjene spremembe odraz posledic in/ali vzrokov BSH. V študijah, kjer so sicer asimptomatičnim posameznikom eksperimentalno povzročili BSH, so poročali o kompleksnih spremembah pri načrtovanju gibanja, kot tudi o daljših latencah posturalnih refleksnih reakcij (Hodges idr., 2003). Spet v drugi študiji so ugotovili, da so daljše latence preddispozicija, in da torej povečajo tveganje za nastanek BSH (Cholewicki idr., 2005). Mnogi so mnenja, da je ob zapoznelih ali amplitudno nezadostnih/previsokih mišičnih odzivih hrbtenica izpostavljena neugodnim obremenitvam, s čimer je dovzetnejša za (mikro)poškodbe in iritacije tkiv (Brown & McGill, 2009; Cholewicki idr., 2005; Hammill idr., 2008; Jacobs idr., 2009; Radebold idr., 2001).

Spremembe v posturalnih mišičnih odzivih je moč zaslediti tudi pri asimptomatičnih posameznikih, ki so bili predhodno izpostavljeni fleksiji ledveno-medeničnega predela. Pokazano je bilo, da eno-urno delno sključeno sedenje podaljša latence posturalnih refleksnih reakcij na zunanje mehanske motnje, ki delujejo na trup (Sanchez-Zuriaga idr., 2010). Po eni od študij so refleksni odzivi značilno večjih amplitud že po dvo-minutni izpostavljenosti največji fleksiji (Hendershot idr., 2011). Na velikost amplitud refleksnih odzivov mišic, kot tudi na pasivno togost trupa vpliva stopnja fleksije, ki ji je posameznik predhodno izpostavljen. Večja kot je fleksija, bolj se zmanjša pasivna togost trupa in povečajo amplitude refleksnih odzivov po njej. Na latence anticipacijskih posturalnih prilagoditev nekaterih mišic trupa, naj predhodna izpostavljenost fleksiji ledveno-medeničnega predela, ne bi imela vpliva (Lehman idr., 2005). Spremenjeni posturalni odzivi po izpostavljenosti nateznim obremenitvam posteriornih viskoelastičnih tkiv so verjetno posledica strukturnih deformacij in s tem spremenjenega dotoka senzoričnih informacij iz omenjenih tkiv. Ogrozijo lahko stabilnost hrbtenice, pri čemer se poveča tveganje iritacij in BSH. Spremembe v posturalnih odzivih so eden od potencialnih kvarnih mehanizmov, ki se lahko odvije že med relativno kratkotrajnim delno sključenim

sedenjem. Do danes ni znano, ali prihaja do neugodnih sprememb posturalnih odzivov po izpostavljenosti dolgotrajnemu sedenju na pisarniškem stolu med delom v pisarni.

2.3 Namen

Zaradi večfaktorskega izvora BSH je identifikacija dejavnikov tveganja preko epidemiološkega raziskovanja otežena. Da kvarnost sedenja ne bi bila podcenjena, je problematiko potrebno obravnavati en nivo globlje – iskati parametre, ki so spremenjeni kot posledica dolgotrajnega sedenja in kot taki pomembno prispevajo k nastanku in/ali poslabšanju BSH. Med drugim je bilo pokazano, da izpostavljenost fleksiji ledveno-medenično-kolčnega predela (sključenemu sedenju), povzroči potencialno neugodne spremembe v delovanju nekaterih senzorično-motoričnih funkcij trupa in gibalnih sposobnostih. Tovrstne študije so bile izvedene v laboratorijskem okolju ob relativno kratkotrajni izpostavljenosti največji fleksiji. Domneva se, da omenjene spremembe izpostavijo hrbtenične strukture neugodnim obremenitvam in povečajo tveganje BSH. Izsledkov o več-urni izpostavljenosti največji ali delni fleksiji skozi obsežni pregled literature dotičnega področja nismo zasledili. Zgolj na podlagi obstoječih laboratorijskih študij ni moč ovrednotiti vpliva izpostavljenosti fleksijskim položajem med osem-urnim delovnikom sede. Priporočila k dlje časa trajajočemu sedenju tako pogosto temeljijo zgolj na strokovni presoji avtorjev in ne na neposrednih dokazih. Naš namen je ovrednotiti akutni vpliv osem-urnega delovnika v pisarni na izbrane senzorično-motorične funkcije trupa in gibalne sposobnosti. S tem želimo prispevati k snovanju kakovostnejših, na dokazih temelječih ergonomskih in kinezioloških priporočil k sedenju.

Če povzamemo, *predmet* raziskovalnega dela magistrske naloge so izbrane senzorično-motorične funkcije trupa in gibalne sposobnosti. Spremljali smo največji obseg gibov kolka in trupa, kinestezijo trupa ter anticipatorne posturalne prilagoditve na hotene hitre gibe rok in posturalne reakcije na nenadne obremenitve preko rok. *Problem* naloge so neugodne spremembe v obravnavanih funkcijah in sposobnostih, ki bi naj povečale tveganje za BSH po izpostavljenosti fleksiji ledveno-medenično-kolčnega predela. Izsledki o spremenjenih funkcijah so rezultat laboratorijskih študij s kratkim časom izpostavljenosti največji fleksiji. Podatkov o morebitnih neugodnih spremembah po izpostavljenosti osem-urnemu delovniku, katerih delovne naloge zahtevajo fleksijo ledveno-medeničnega predela

nismo našli. Naš *namen* je ovrednotiti morebitne akutne spremembe po dolgotrajni izpostavljenosti danes najpogostejšemu delovnemu položaju – sedenju.

3 CILJI IN HIPOTEZE

3.1 Cilji

C 1: Ugotoviti ali je največji obseg giba kolkov in trupa spremenjen po osem-urnem delovniku v pisarni.

C 2: Ugotoviti ali pokaže test repozicije trupa v smeri fleksije trupa stoje spremembe po osem-urnem delovniku v pisarni.

C 3: Ugotoviti ali so anticipatorne posturalne prilagoditve in posturalne refleksne reakcije na obremenitve spremenjene po osem-urnem delovniku v pisarni.

3.2 Hipoteze

H 1.1: Po osem-urnem delovniku v pisarni se bo največji obseg fleksije kolkov povečal.

H 1.2: Po osem-urnem delovniku v pisarni se bo največji obseg ekstenzije kolkov zmanjšal.

H 1.3: Po osem-urnem delovniku v pisarni se bo največji obseg fleksije ledvenega in prsnega dela trupa povečal.

H 2.1: Po osem-urnem delovniku v pisarni bo test repozicije trupa v smeri fleksije trupa stoje izveden z večjo napako.

H 3.1: Po osem-urnem delovniku v pisarni bodo odzivi anticipatornih posturalnih prilagoditev izbranih mišic trupa spremenjeni.

H 3.2: Po osem-urnem delovniku v pisarni bodo odzivi posturalnih refleksnih reakcij izbranih mišic trupa spremenjeni.

4 METODE

Raziskava je potekala v okviru aplikativnega projekta »VREDNOTENJE ŽIVČNO-MIŠIČNIH STABILIZACIJSKIH FUNKCIJ TRUPA IN RAZVOJ PROGRAMOV PREVENTIVNE VADBE PROTI BOLEČINI V SPODNJEM DELU HRBTA« (L5-4293 (B)), ki je bil delno sofinanciran s strani Javne agencije za raziskovalno dejavnost Republike Slovenije. Raziskave znotraj projekta je odobrila Komisija Republike Slovenije za medicinsko etiko – SI-107/01112 (priloga 1). Projekt je trajal med leti 2011 in 2014, medtem ko so bile meritve za našo študijo izvedene med marcem in junijem 2013.

4.1 Preiskovanci

K sodelovanju v raziskavi smo povabili vse delavce Luke Koper d.d.. Odzvalo se je 140 zaposlenih iz različnih delovnih mest, ki so meritve uspešno opravili. Za potrebe magistrske naloge obravnavamo le tiste, ki opravljajo delo sede v pisarni in ki v zadnjem letu dni od dneva sodelovanja v raziskavi niso občutili klinično pomembne BSH (vizualna analogna skala (VAS) < 3). V nadaljnjo obravnavo tako vključujemo le podatke od 17-ih zdravih preiskovancev obeh spolov (9 moških, 8 žensk), starih povprečno $42,2 \pm 9,4$ let (od 31 do 59 let). Na trenutnem delovnem mestu so zaposleni v povprečju $7,8 \pm 4,7$ let (tabela 1). Preiskovancem smo pred sodelovanjem, ki je bilo izključno prostovoljno, predstavili namen in potek raziskave v skladu s Helsinško deklaracijo (World Medical, 2013) in Oviedsko konvencijo (Europe, 2009). Podpisali so tudi izjavo o informiranem in prostovoljnem sodelovanju v raziskavi.

Tabela 1: Splošni podatki preiskovancev.

	moški	ženske	SKUPAJ
Število preiskovancev	9	8	17
Starost (leta)	$43,0 \pm 10,3$	$41,4 \pm 9,5$	$42,2 \pm 9,7$
Telesna višina (m)	$1,80 \pm 0,06$	$1,70 \pm 0,08$	$1,76 \pm 0,08$
Telesna masa (kg)	$87,7 \pm 6,1$	$64,0 \pm 9,8$	$76,5 \pm 14,5$
Število let na trenutnem delovnem mestu	$6,6 \pm 4,2$	$9,3 \pm 5,0$	$7,8 \pm 4,7$

Legenda: Povprečne vrednosti s standardnimi odkloni.

4.2 Načrt raziskave

Preiskovance smo ob prihodu podrobneje seznanili s potekom vsake od meritev, nakar so podpisali izjavo o informiranem in prostovoljnem sodelovanju. Meritve so potekale v klimatiziranih in za izvajanje meritev primernih prostorih podjetja Luka Koper, d.d. v Kopru. Vsak preiskovanec se je meritev udeležil dva-krat v istem dnevu, in sicer pred začetkom (med 6. in 8. uro) njihovega delovnika in po njem (med 14. in 16. uro). Vse merilne naprave, ki so bile tekom meritev po natančnih določitih nameščene na preiskovanca (glej podpoglavje 4.4 Merilni postopki), smo po koncu prvega sklopa meritev (pred delovnikom) odstranili in jih med drugim sklopom (po delovniku) namestili nazaj na isto mesto. Pred obema sklopoma meritev so preiskovanci opravili kratko standardizirano ogrevanje (visoko korakanje na mestu – z vsako nogo 10-krat, 10 enonožnih predklonov z vsako nogo, 10 sklec z oporo rok na dvignjeno podlago in 10 globokih počepov). Sledil je sklop meritev, ki je trajal približno 1 uro. Vrstni red meritev je bil določen glede na pričakovano utrujanje, s čimer smo se skušali izogniti vplivu predhodne meritve. V pričujoči nalogi smo obravnavali le izbrane meritve in sicer (1) meritve največje fleksije in ekstenzije kolka, (2) meritve največje fleksije ledvenega in prsnega dela trupa, (3) test repozicije trupa, (4) meritve odzivov izbranih mišic trupa na pričakovano notranjo mehansko motnjo (hiter dvig rok) in na (5) nepričakovano zunanjo mehansko motnjo (spust bremena v roke). Po končanem drugem sklopu meritev so preiskovanci izpolnili vprašalnik o socio-demografskih podatkih in morebitni zgodovini BSH (priloga 2).

4.3 Merilna oprema

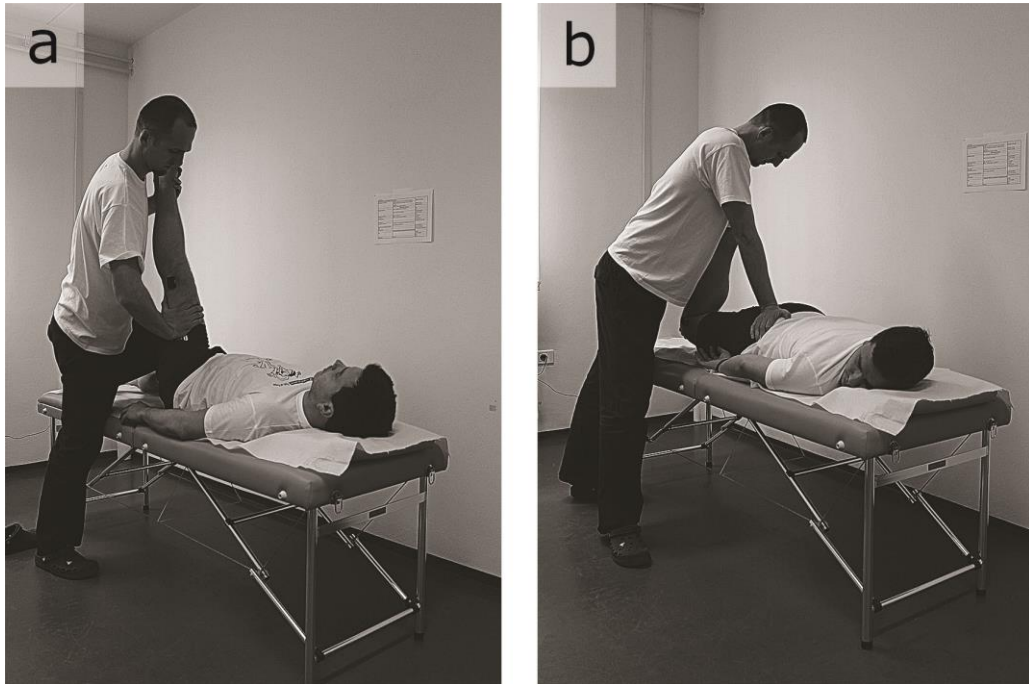
Meritve so bile izvedene s pomočjo sistema TNC za merjenje živčno-mišičnih funkcij trupa (S2P, znanost v prakso, d.o.o., Ljubljana, Slovenija), katerega merilne komponente so med drugim: (1) sklop za merjenje največjega obsega gibov in repozicijske napake, ki vsebuje devet-osne inercialne merilne enote (ang. inertial measurement unit (IMU)) (Univerza v Ljubljani – Fakulteta za elektrotehniko, Ljubljana, Slovenija), (2) sklop za merjenje hitrega dviga rok z elektromiografom (EMG) (S2P d.o.o., Ljubljana, Slovenija) in (3) sklop za merjenje refleksnih reakcij na nenadno obremenitev preko rok z EMG (S2P d.o.o., Ljubljana, Slovenija). EMG signali so bili 1500-kratno ojačani in zajeti preko analogno-digitalne kartice (NI USB-6343, National Instruments Inc., Texas, ZDA) s frekvenco (4000 Hz). Za

krmiljenje naprav in zajem signalov se je uporabila po meri narejena programska oprema, izdelana v programskem okolju Labview (National Instruments Inc., Texas, ZDA). Vsi zajeti podatki so bili v realnem času prikazani in shranjeni na osebni prenosni računalnik za potrebe nadaljnjih analiz.

4.4 Merilni postopki

Največji obseg gibov kolka smo merili v ležečem položaju s pomočjo IMU-jev. Prvi IMU smo namestili na preiskovančevo kožo nad lateralnim kondilom desne stegenice, medtem ko smo drugi (referenčni) IMU položili na tla. Preiskovancu smo dali navodila, da naj bo med merjenjem največjega obsega pasivno izvedenega giba v desnem kolku sproščen. Pri merjenju največjega obsega fleksije kolka je preiskovanec ležal na hrbtu na masažni mizi. Izvedel smo tri zaporedne največje fleksije preiskovančevega kolka ob iztegnjenem kolenu (slika 1a). Po vsaki od ponovitev smo postavili nogo v izhodiščni položaj. Začetni položaj pri merjenju največjega obsega ekstenzije kolka je bil leže na trebuhu, koleno testirane noge je bilo v položaju 90° fleksije. Preiskovalec je z eno roko fiksiral medenico preiskovanca ter z drugo izvedel tri zaporedne največje obsege ekstenzije kolka (slika 1b). Testa sta bila izvedena skladno s pravili manualnega kliničnega testiranja. Testiranje smo izvedli na desnem udu. Povprečno vrednost treh ponovitev smo vključili v nadaljnjo statistično analizo.

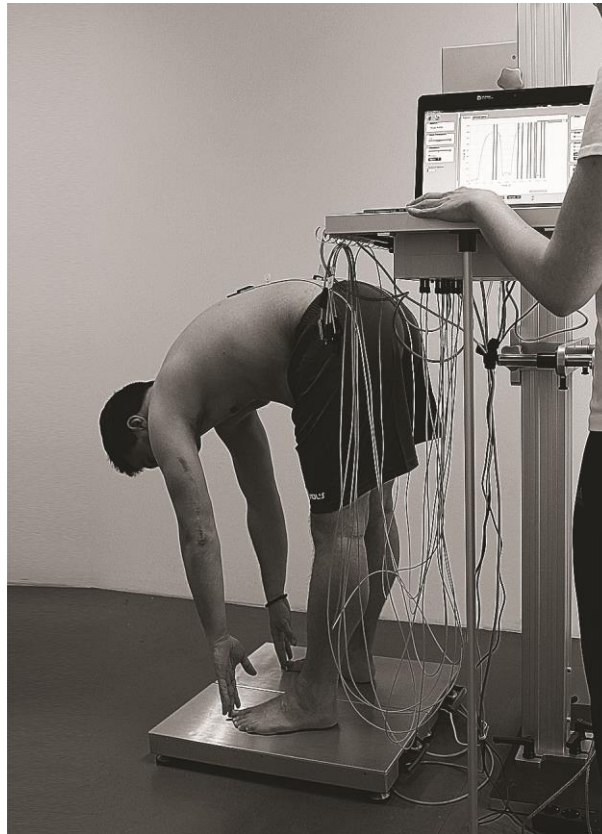
Slika 1: Prikaz položaja preiskovanca med (a) merjenjem največjega obsega fleksije in (b) ekstenzije kolka.



Fotografija: Kaja Kastelic

Največji obseg fleksije trupa smo merili v stoječem položaju s pomočjo IMU-jev (slika 2). Prvi IMU smo namestili na kožo nad križnico (S1), drugega na predel hrbteničnega segmenta L1/Th12 ter tretjega na kožo nad zadnjim vratnim vretencem (C7). Preiskovancu smo dali navodila, naj zavzame njemu lastno sproščeno vzravnano stoji (začetni položaj) ter nato ponovi tri zaporedne največje obsege fleksije trupa (predklon največje amplitude), med katerimi naj vsakič zavzame izhodiščni položaj. Iz zajetih signalov prvega (S1) in drugega senzorja (L1/Th12) smo izmerili največji obseg fleksije ledvenega dela trupa ter iz signalov drugega (L1/Th12) in tretjega senzorja (C7), največji obseg giba v prsnem delu trupa. Povprečno vrednost treh ponovitev smo vključili v nadaljnjo statistično analizo.

Slika 2: Prikaz preiskovanca med izvajanjem meritev največjega obsega fleksije trupa v stoječem položaju.



Fotografija: Matej Voglar

Kinestetično zaznavo trupa smo vrednotili s testom repozicije trupa v smeri fleksije trupa (slika 3). Meritve smo izvedli s pomočjo že nameščenih IMU-jev na hrbet (enak položaj IMU-jev kot pri merjenju največjega obsega fleksije trupa). Kot začetni položaj je preiskovanec zavzel sproščeno vzravnano stoji. Ves čas meritve je imel zastrte oči (neprosojna maska). Test repozicije trupa je obsegal tri pare ponovitev delnega predklona (30 do 60 % največjega obsega fleksije trupa), z vračanjem v začetni položaj med posameznimi predkloni. Vsaka prva ponovitev v paru je bila izvedena po navodilih preiskovalca, ki je z besedo vodil preiskovanca skozi počasno izvedbo delnega predklona. Pri naključno izbrani globini predklona ga je preiskovalec ustavil in mu dal navodilo naj v danem položaju obmiruje za 2 do 3 sekunde in si položaj zapomni. Sledila je druga ponovitev v paru, ki jo je preiskovanec izvedel samostojno in v kateri je poskušal čim bolj natančno zavzeti predhodni referenčni položaj. S pomočjo zajetih IMU signalov, smo primerjali amplitude referenčnega in samo-izvedenega giba in izračunali repozicijsko napako. Povprečno vrednost treh ponovitev smo vključili v nadaljnjo statistično analizo.

Slika 3: Prikaz preiskovanca med izvajanjem testa repozicije trupa v smeri fleksije trupa.



Fotografija: Kaja Kastelic

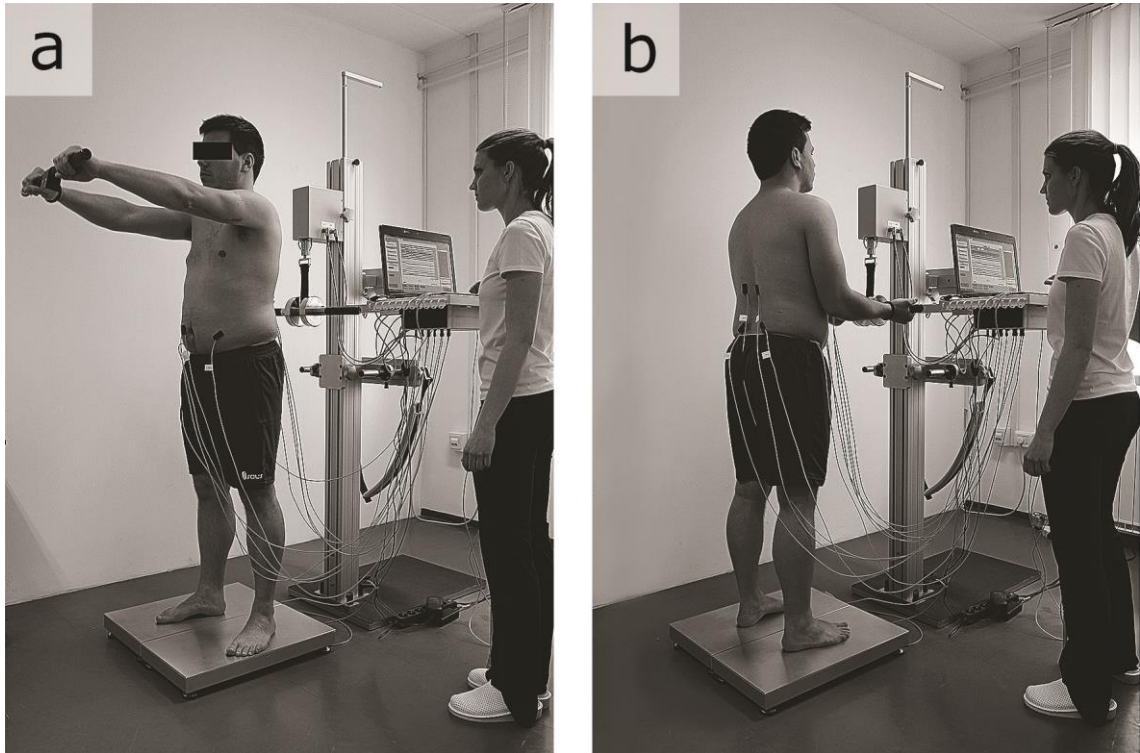
Anticipatorne posturalne prilagoditve smo merili preko odzivov mišic trupa ob hitrem hotenem dvigu rok v stoječem položaju. Spremljali smo aktivnost štirih mišic trupa: erector spinae, multifidus, obliquus externus in internus. Za spremljanje prsnega dela mišic erector spinae smo elektrode namestili 2 do 3 cm lateralno od trnastega odrastka prvega ledvenega vretenca. Mišice multifidus ledvenega dela smo spremljali preko elektrod nameščenih v višini trnastega odrastka petega ledvenega vretenca, na imaginarni črti med zadnjim zgornjim trnom črevnice (lat: spina iliaca posterior superior) in trnastim odrastkom zadnjega prsnega vretenca (Th12). Na mišico obliquus externus abdominis smo elektrode namestili nad sprednji zgornji trn črevnice (lat: spina iliaca anterior superior) v višini popka, orientirano pod kotom 45° lateralno glede na vertikalno os. Mišico obliquus internus abdominis smo spremljali z elektrodama, ki sta bili nameščeni 2 cm kavalno in 2 cm medialno od sprednjega zgornjega trna črevnice, orientirano pod kotom 45° medialno glede na navpičnico.

Za določitev časovnih zakasnitev (latenc) med pričetkom interne motnje (začetek izvedbe giba rok) in začetkom aktivacije mišic trupa, smo spremljali tudi aktivnost mišice deltoideus na desni roki. Elektrodi smo postavili na zveznico med sprednjim

delom akromiona in palcem, 2 cm anteriorno in 2 cm lateralno od sprednjega roba akromiona. Pred namestitvijo elektrod smo kožo ustrezno pripravili, odstranili dlake in jo očistili z alkoholom. Po namestitvi smo elektrode in pripadajoče kable dodatno pritrdili na preiskovanca s pomočjo medicinskega lepilnega traku, z namenom preprečevanja mehanskih motenj v spremljanih EMG signalih. Preiskovancem smo dali navodila, naj stojijo sproščeno, z vzporedno poravnanimi stopali v širini bokov. V spuščenih so pred seboj držali ~ 300 g palico, ki so jo po zvočnem signalu (ki se je sprožil naključno na vsakih 8 do 12 s) z iztegnjenim rokami kar se da hitro dvignili do višine ramen (slika 4a). Izvedli so dve seriji po 10 ponovitev. Med serijama je bil 1-minutni odmor. Za število ponovitev smo se odločili na podlagi rezultatov raziskave, v kateri so pokazali, da se dobra ponovljivost znotraj obiska (intra-klasni korelacijski koeficient (ICC) $> 0,75$) in srednja med obiskoma (ICC $> 0,60$) doseže s povprečjem 20-ih ponovitev (Voglar & Sarabon, 2014). V nadaljnje statistične analize smo vključili posameznikove povprečne vrednosti in standardne odklone izbranih parametrov (latence in amplitude).

Pri posturalnih refleksnih reakcijah na nenadne obremenitve preko rok smo spremljali odzive istih mišic trupa, kot pri predhodni meritvi. Preiskovancem je bilo naročeno, da stojijo sproščeno v širini bokov in z vzporedno poravnanimi stopali. Nadlahti so imeli vzporedno s telesom, komolce pokrčene za 90° in roki v supiniranem položaju (slika 4b). Dlani so se nežno dotikale uteži, ki je visela na vrvi, in katero je sprostilni mehanizem naključno na vsakih 8 do 12 s sprostil. Pri moških preiskovancih smo uporabili utež z maso 8 kg ($\sim 9,1$ % telesne mase) in pri ženskah utež z maso 5 kg ($\sim 7,8$ % telesne mase). Referenčni časovni trenutek glede na katerega smo računali latence je predstavljal trenutek sprožitve elektromagnetnega mehanizma za obremenjevanje rok. Preiskovanci so izvedli dve seriji po 10 ponovitev (Voglar & Sarabon, 2014), z minutnim odmorom med serijama. V nadaljnje statistične analize smo vključili posameznikove povprečne vrednosti in standardne odklone izbranih parametrov (latence in amplitude).

Slika 4: Prikaz preiskovanca med izvedbo (a) meritev anticipatornih posturalnih prilagoditev in (b) posturalnih refleksnih reakcij.



Fotografija: Matej Voglar

4.5 Obdelava in vrednotenje podatkov ter statistična analiza

Pri obdelavi podatkov iz IMU-jev se je s pomočjo Madgwick filtra najprej za vsak IMU izračunala orientacija v prostoru. Pri testu največjega obsega gibov kolka se je nadalje izračunal kot med začetno in končno orientacijo IMU-ja, medtem ko sta se pri testu največje fleksije trupa in kinestetični zaznavi trupa izračunala kota med prvim in drugim ter drugim in tretjim IMU-jem.

EMG signal se je najprej filtriral z Butterworth pasovno prepustnim filtrom, s prepustnim pasom med 3 in 500 Hz, stopnjo 2 in ničelnim faznim zamikom. Nato je sledilo glajenje s filtrom tekočih korenov povprečja kvadratov in širino okna 20 ms. Nazadnje se je izračunala linearna ovojnica z Butterworth nizko prepustnim filterom s prepustnim pasom pod 10 Hz, stopnjo 2 in ničelnim faznim zamikom. Trenutek začetka mišične aktivacije smo določili s pomočjo avtomatske zaznave (Panjan, 2015), katere kriterij je bila sprememba EMG aktivnosti za več kot dva standardna odklona (Hendershot idr., 2011) glede na povprečno mišično aktivnost v

predhodnem časovnem oknu 50-ih ms. Avtomatsko določene točke na EMG signalu smo vizualno pregledali in morebitne napake ročno popravili. Prav tako smo ročno izločili vse EMG signale, pri katerih ni bilo mogoče prepoznati mišičnega odziva.

Pri anticipacijskih posturalnih prilagoditvah na hiter dvig rok, smo določili latenco od začetka aktivacije mišice deltoideus na desni roki (ki predstavlja začetek giba rok), do začetka aktivacije spremljanih mišic trupa. Latenca ima negativen predznak v primeru aktivacije mišice trupa pred aktivacijo deltoideus-a, ter pozitiven predznak v nasprotnem primeru. Računalniški algoritem je iskal začetek aktivacije mišic trupa v časovnem oknu od 100 ms pred do 100 ms po začetku aktivacije deltoideusa (De Wolf idr., 1998; Robert & Latash, 2008). Poleg latence smo vrednotili tudi povprečno amplitudo EMG signala v 50-ms oknu od začetka mišične aktivacije naprej.

Pri posturalnih refleksnih reakcijah na nenadno obremenitev preko rok, smo določili latenco od trenutka sprostitve mehanizma (ki predstavlja trenutek nenadne obremenitve), do začetka aktivacije spremljanih mišic. Latence imajo pri refleksnih odzivih izključno pozitiven predznak, saj pride do refleksa šele po mehanski motnji. Računalniški algoritem je iskal začetek aktivacije mišic trupa v časovnem oknu od 0 ms do 200 ms po trenutku sprostitve elektro-magnetnega sprostitelnega mehanizma. Poleg latence smo vrednotili tudi povprečno amplitudo EMG signala v 50-ms oknu od začetka mišične aktivacije naprej.

Za statistično obdelavo podatkov smo uporabili statistični paket SPSS (SPSS statistics 19, IBM, New York, ZDA). Podatke smo predstavili s pomočjo opisne statistike (povprečna vrednost in standardna napaka). Normalnost porazdelitve podatkov je bila preverjena s Shapiro-Wilk-ovim testom. Za ugotavljanje razlik pred in po osem-urnem delovniku v pisarni je bil uporabljen t-test. Statistično značilne razlike in s tem potrditev hipotez, je bila določena ob stopnji zaupanja $p < 0,05$. Dodatno smo izračunali velikost učinka (ang. effect size (ES)).

5 REZULTATI

Meritve so uspešno zaključili vsi preiskovanci. Zaradi tehničnih težav smo morali iz statistične analize izločiti podatke kinestezije dveh preiskovancev (neustrezno delovanje IMU-jev) in podatke samodejnih stabilizacijskih akcij ene preiskovanke (nesprejemljiva kakovost EMG signalov). Ostali podatki so bili vključeni v statistično analizo in so povzeti v nadaljevanju.

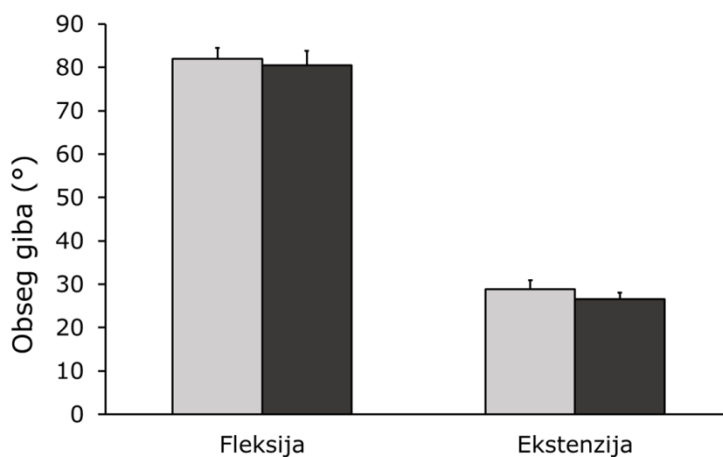
Večina spremljanih parametrov je bila normalno porazdeljenih (Shapiro-Wilk, $p > 0,05$), medtem ko je bila nenormalna porazdeljenost ($p < 0,05$) v vsaj enem od nizov podatkov (pred delovnikom in/ali po delovniku) ugotovljena za naslednje spremenljivke: intra-subjektni standardni odklon EMG amplitud mišic multifidus in obliquus externus abdominis pri anticipatornih posturalnih prilagoditvah ter povprečne vrednosti amplitud EMG amplitud mišice obliquus externus abdominis pri posturalnih refleksnih reakcijah. V teh primerih smo oba niza podatkov logaritemsko pretvorili in takšne podatke vključili v nadaljnjo analizo razlik.

Primerjava testov gibljivosti kolka (slika 5) in trupa (slika 6) v bočni ravnini pred in po delovniku je pokazala, da osem-urni delovnik ni imel statistično značilnega vpliva na največji obseg giba ($p > 0,05$). Največji obseg fleksije kolka je bil zanemarljivo spremenjen ([povprečna vrednost \pm standardna napaka] $82,0 \pm 2,5^\circ$ pred delovnikom in $80,5 \pm 3,3^\circ$ po delovniku; $t = 0,754$; $p = 0,464$; $ES = 0,042$) medtem ko je bila pri največjem obsegu ekstenzije kolka prisotna tendenca zmanjšanja obsega giba in mejnimi vrednostmi statistične značilnosti ($28,9 \pm 2,0^\circ$ pred delovnikom in $26,6 \pm 1,5^\circ$ po delovniku; $t = -2,125$; $p = 0,052$; $ES = 0,244$). Po delovniku noben izmed spremljanih obsegov segmentnih gibov trupa med največjo fleksijo, ni bil statistično značilno spremenjen ($t = 0,092 - 0,563$; $p = 0,677 - 0,981$; $ES = 0,000 - 0,034$). Kljub temu je bilo na osnovi povprečnih vrednosti skupine opaziti tendenco blagega povečanja obsega giba prsnega dela (6,6 %), medtem ko je bil obseg giba ledvenega dela praktično nespremenjen ($< 1\%$).

Primerjava testov kinestetične zaznave trupa (slika 7) je pokazala, da osem-urni delovnik ni imel statistično značilnega vpliva na repozicijsko napako ($p > 0,05$). V vseh treh obravnavanih segmentih trupa so bile repozicijske napake zelo majhne pred delovnikom in so se povečale po delovniku. Absolutne vrednosti omenjenih sprememb so bile majhne, vendar so kljub temu kazale tendenco prehoda iz blagega preseganja referenčnega položaja pred delovnikom v konsistentno

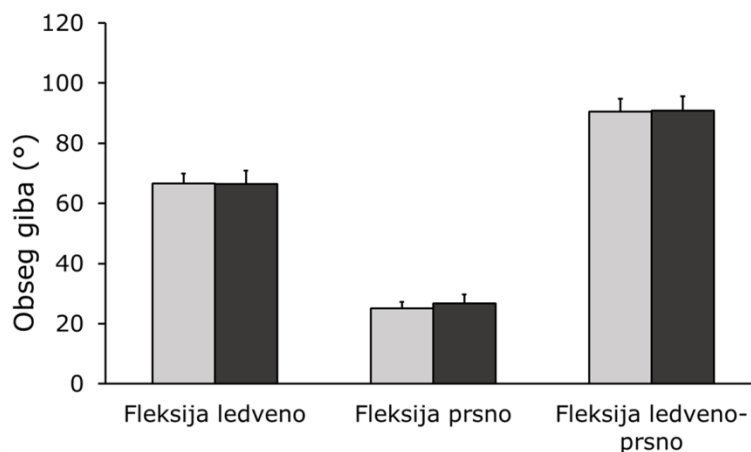
premahnje amplitude samostojno izvedenega giba v primerjavi z referenčnim po delovniku ($t= 1,770$ in $1,923$; $p = 0,102$ in $0,079$; $ES = 0,207$ in $0,236$; za ledveni in ledveno-prsni del trupa).

Slika 5: Rezultati največjega obsega fleksije in ekstenzije kolka pred in po delovniku v pisarni.



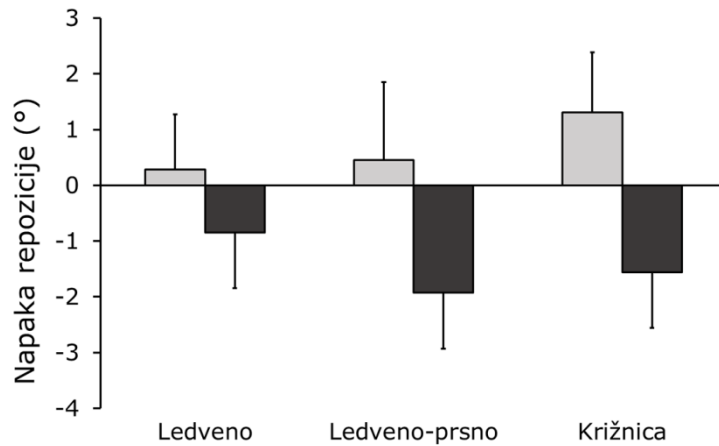
Legenda: Povprečne vrednosti pred delovnikom (svetli stolpci) in po delovniku (temni stolpci) ter pripadajoče standardne napake.

Slika 6: Rezultati največjega obsega fleksije trupa v stoječem položaju pred in po delovniku v pisarni.



Legenda: Povprečne vrednosti pred delovnikom (svetli stolpci) in po delovniku (temni stolpci) ter pripadajoče standardne napake.

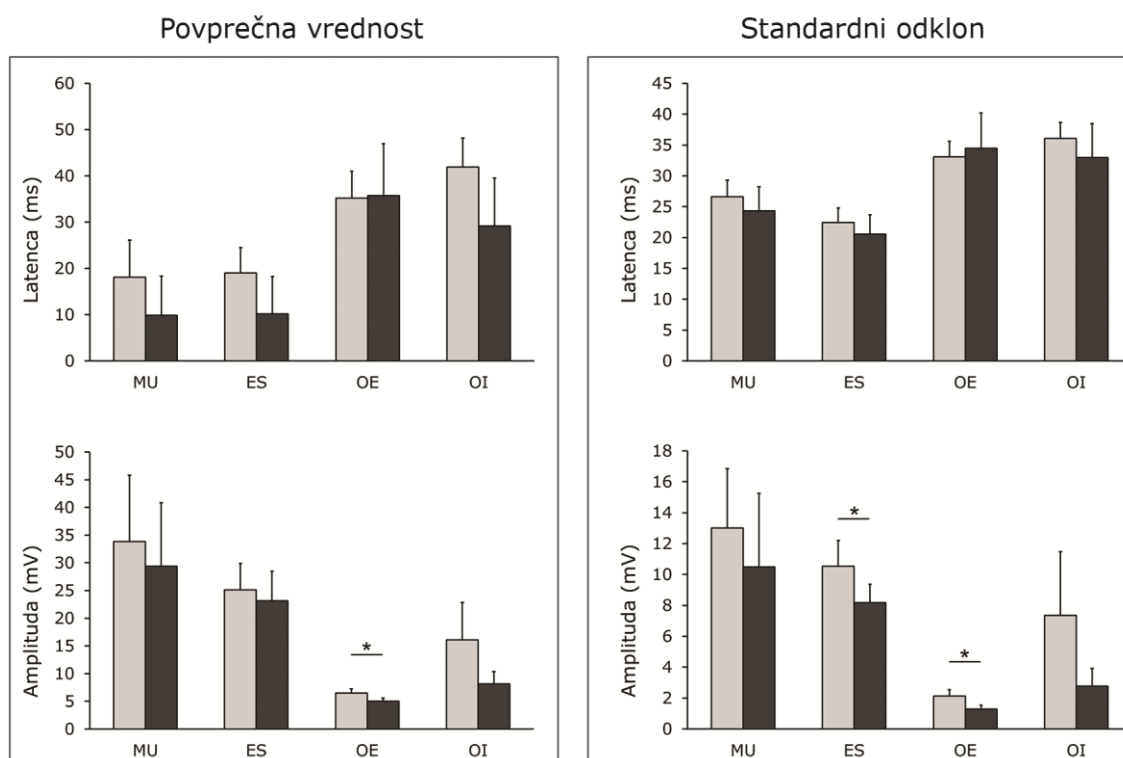
Slika 7: Rezultati testa kinestetične zaznave trupa v bočni ravnini pred in po delovniku v pisarni.



Legenda: Povprečne vrednosti pred delovnikom (svetli stolpci) in po delovniku (temni stolpci) ter pripadajoče standardne napake.

Rezultati anticipatornih posturalnih prilagoditev so pokazali nespremenjenost latenc vseh spremljanih mišic trupa (slika 8), tako povprečnih vrednosti ($t = -0,086 - 1,030$; $p = 0,323 - 0,933$; $ES = 0,001 - 0,081$), kakor tudi intra-subjektnih standardnih odklonov latenc zaporednih ponovitev ($t = 0,122 - 1,121$; $p = 0,284 - 0,905$; $ES = 0,001 - 0,095$). Nasprotno so bile ugotovljene statistično značilne razlike amplitudnih parametrov nekaterih mišic: (1) zmanjšanje povprečnih amplitud EMG signalov na 50 ms časovnem intervalu pri mišici obliquus externus abdominis ($t = 3,024$; $p = 0,011$; $ES = 0,433$) ter (2) zmanjšanje intra-subjektnih standardnih odklonov omenjenih amplitud pri mišicah erector spinae in obliquus externus abdominis ($t = 2,231$ in $2,725$; $p = 0,046$ in $0,018$; $ES = 0,293$ in $0,382$). Nakazano je bilo tudi zmanjšanje povprečnih amplitud mišic multifidus, pri katerih so bile vrednosti statistične značilnosti mejne ($t = 2,131$; $p = 0,054$; $ES = 0,275$).

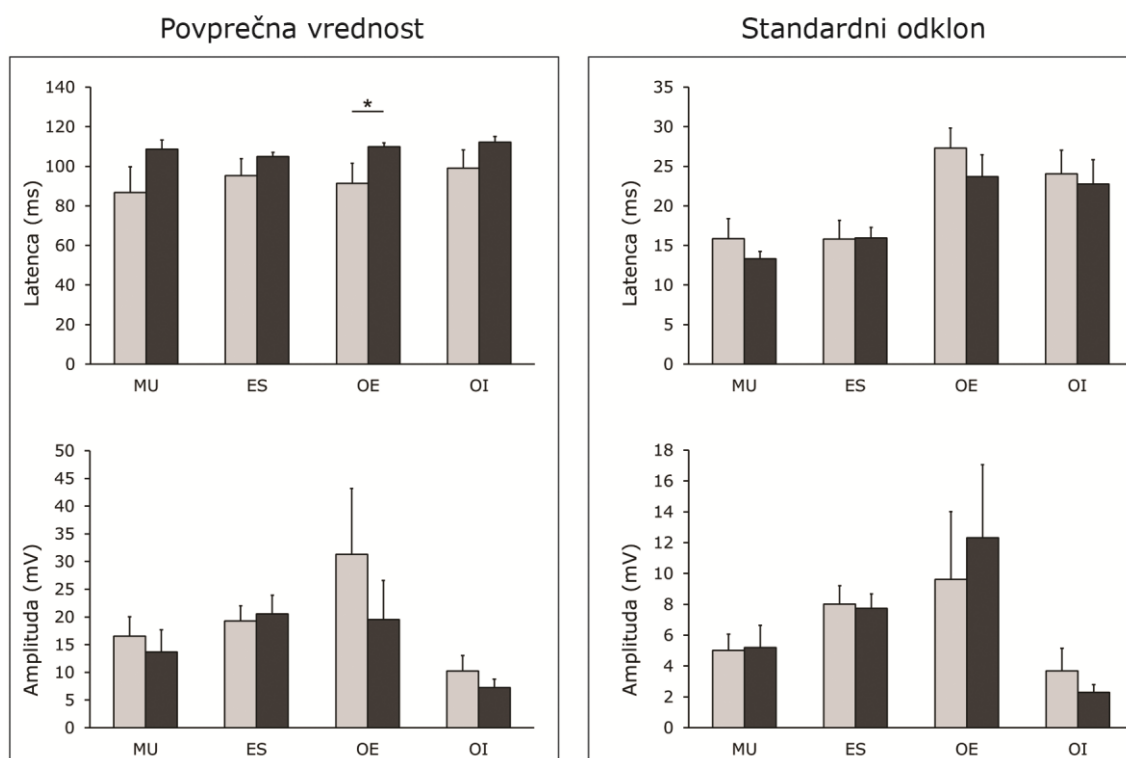
Slika 8: Rezultati anticipatornih posturalnih prilagoditev pred in po delovniku v pisarni.



Legenda: Povprečne vrednosti pred delovnikom (svetli stolpci) in po delovniku (temni stolpci) ter pripadajoče standardne napake; MU – musculus multifidus; ES – musculus erector spinae; OE – musculus obliquus externus abdominis; OI – musculus obliquus internus abdominis; * – statistična značilnost pri $p < 0,05$

Primerjava rezultatov posturalnih refleksnih reakcij je pokazala pretežno nespremenjenost latenčnih in amplitudnih parametrov spremljanih mišic trupa po osem-urnem delovniku ($t = -1,878 - 1,676$; $p = 0,102 - 0,958$; ES = 0,000 – 0,335) (slika 9). Edina statistično značilna razlika (pred delovnikom : po delovniku) je bila prisotna pri povprečni vrednosti latenc mišice obliquus externus abdominis, ki se je podaljšala za slabih 19 % ($t = -2,336$; $p = 0,039$; ES = 0,332).

Slika 9: Rezultati posturalnih refleksnih reakcij pred in po delovniku v pisarni.



Legenda: Povprečne vrednosti pred delovnikom (svetli stolpci) in po delovniku (temni stolpci) ter pripadajoče standardne napake; MU – musculus multifidus; ES – musculus erector spinae; OE – musculus obliquus externus abdominis; OI – musculus obliquus internus abdominis; * – statistična značilnost pri $p < 0,05$

6 RAZPRAVA

Dolgotrajno sedenje lahko kvarno vpliva na hrbtenične strukture in funkcije trupa ter s tem pomembno prispeva k nastanku BSH. Do danes so bili prepoznani številni kvarni mehanizmi v ozadju tega. Med drugim je bilo pokazano, da že nekaj minutna izpostavljenost skrajno sključenemu sedenju neugodno spremeni živčno-mišično upravljanje trupa ter s tem izpostavi hrbtenične strukture neugodnim obremenitvam in večjemu tveganju za BSH tudi po izpostavljenosti sedenju. Namen raziskave opisane v pričujoči magistrski nalogi je bil ovrednotiti morebitne akutne spremembe v izbranih senzorično-motoričnih funkcijah trupa in gibalnih sposobnosti po osem-urnem delovniku v pisarni in s tem prispevati k boljšemu razumevanju potencialno kvarnih mehanizmov za BSH ob dolgotrajnem sedenju. Spremljali smo največje obsege gibov kolka in trupa, kinestetično zaznavo trupa in posturalne funkcije trupa. Vsak preiskovanec se je meritev udeležil dva-krat znotraj istega dne, in sicer zjutraj pred njegovim normalnim delovnikom v realnem okolju, in popoldan po njem. Ob primerjavi vrednosti obeh obiskov smo ugotovili, da osem-urni delovnik v pisarni akutno spremeni amplitudne parametre anticipatornih posturalnih prilagoditev in latence posturalnih refleksnih reakcij nekaterih mišic trupa. Pokazal se je tudi trend zavrte ekstenzije kolka ($p = 0,052$; $ES = 0,244$) ter trend večje repozicijske napake pri testu kinestetične zaznave trupa ($p = 0,093$; $ES = 0,235$) po osem-urnem delovniku v pisarni. S tem smo dve hipotezi potrdili delno (H 3.1 in H 3.2), dve mejno (H 1.2 in H 2.1), medtem ko smo dve zavrgli (H 1.1 in H 1.3).

Največji obseg gibov kolka smo merili ~ 10 minut po standardiziranem ogrevanju, katerega namen je bil rahlo dvigniti telesno temperaturo in zagotoviti čim bolj enotne pogoje med meritvami preiskovancev (giblјivost je med drugim odvisna tudi od temperature mišic in ostalih mehkih struktur). Med meritvami je preiskovanec sproščeno ležal na masažni mizi, medtem ko je izkušen fizioterapevt skladno s pravili manualnega kliničnega testiranja izvedel meritve največjih obsegov pasivno izvedenih gibov fleksije in ekstenzije desnega kolka. Izvedba obsega gibov se je beležila s pomočjo IMU-ja, ki je bil nameščen na preiskovančevo kožo nad lateralnim kondilom desne stegenice ter s pomočjo referenčnega IMU-ja na tleh. Rezultati so pokazali, da osem-urni delovnik v pisarni ni imel statistično značilnega vpliva na največji pasivni obseg gibov ($p > 0,05$). Največji obseg fleksije kolka se je zanemarljivo zmanjšal ([povprečna vrednost \pm standardna napaka] $82,0 \pm 2,5^\circ$ pred delovnikom in $80,5 \pm 3,3^\circ$ po delovniku; $t = 0,754$; $p = 0,464$; $ES = 0,042$), medtem ko je bila pri obsegu ekstenzije kolka prisotna tendenca zmanjšanja z

mejnimi vrednostmi statistične značilnosti ($28,9 \pm 2,0^\circ$ pred delovnikom in $26,6 \pm 1,5^\circ$ po delovniku; $t = - 2,125$; $p = 0,052$; $ES = 0,244$).

Rezultati se delno skladajo z našimi pričakovanji. Med sedenjem je kolk v fleksijskem položaju, s čimer so eno-sklepni fleksorji kolka (mišici psoas major in iliacus), ki povezujejo ledveni del hrbtenice ter kolčnico s stegnenico, v skrajšanem položaju. Prav tako so v skrajšanem položaju dvo-sklepni ekstenzorji kolka (mišice zadnje lože: mišice semitendinosus, semimembranosus in biceps femoris), ki povezujejo sednično grčo s kondiloma goleni. Mišice so ob dolgotrajni izpostavljenosti skrajšanemu položaju nagnjene k zakrčenosti in tako lahko zakrčeni mišici psoas major in iliacus zmanjšata največji obseg ekstenzije kolka, ter zakrčene mišice zadnje lože obseg fleksije kolka. V eni od študij so poročali o relativno visokem nivoju aktivnosti mišice psoas major ($\sim 10\%$ MVIC) med vzravnanim nepodprtim sedenjem (Juker idr., 1998). Ob dolgotrajnem vzdrževanju tolikšne stopnje aktivnosti, se mišični tonus in s tem togost mišice poveča, kar lahko dodatno prispeva k zmanjšanju največjega obsega ekstenzije kolka. Na podlagi omenjenih teoretskih predvidevanj smo pričakovali, da se bo po osem-urnem delu v pisarni – med katerim delavci večino časa preživijo v sedečem položaju – največji obseg tako fleksije, kot ekstenzije kolka akutno zmanjšal. Kakorkoli, rezultati so pokazali le tendenco zmanjšanja pasivno izvedenega giba ekstenzije kolka. Pri tem je pomembno poudariti, da je imel del dneva izvajanja meritev verjetno nezanemarljiv vpliv. Namreč, največji obseg giba sklepov je zjutraj zaradi cirkadianih ritmov človeškega telesa manjši, kot tekom dneva, ko postanejo viskoelastične strukture bolj podajne (Alter, 2004). V luči zavedanja slednjega, pridobijo naši izsledki večji pomen. V popoldanskem času, ko bi pričakovali večji obseg giba kot zjutraj, se slednji po izpostavljenosti delovniku v pisarni, kot kaže jasna tendenca, zmanjša.

Rezultate o največjem obsegu gibov kolka pred in po izpostavljenosti osem-urnemu delovniku v pisarni ne moremo neposredno primerjati z drugimi študijami, saj v literaturi nismo zasledili tovrstnih študij. Dolžina mišic zadnje lože se po eni od študij med posamezniki, ki opravljajo delo sede in med tistimi, ki ga opravljajo stoje, ne razlikuje ($p = 0,66$; $F = 0,18$) (Arab & Nourbakhsh, 2013). Na mišični status in obsege gibov v sklepih vpliva veliko dejavnikov, pri čemer izpostavljenost določenim položajem med opravljanjem delovnih aktivnosti verjetno nima tolikšnega vpliva, da bi se kazale značilne razlike. Podobno je pokazala tudi naša raziskava, s čimer lahko sklepamo, da izpostavljenost dolgotrajnemu sedenju na delovnem mestu ni neodvisni dejavnik za zmanjšanje obsega gibov v kolku.

Ohranjanje primerne gibljivosti kolkov je pomembno iz vidika obremenitev med vsakodnevnimi in športnimi aktivnostmi, kot tudi za zagotavljanje ustrezne drže med pokončno stajo. Tako prekomerna kot omejena gibljivost kolkov lahko neugodno spremeni biomehaniko položaja in gibanja hrbtenice in izpostavi njene strukture neugodnim obremenitvam ter s tem večjemu tveganju za BSH (Oatis, 2009). Študije kažejo, da je pri posameznikih z BSH ekstenzija kolka pogosto omejena (Arab & Nourbakhsh, 2013; Roach idr., 2015), pri čemer ne moremo z gotovostjo trditi, ali je slednje vzrok ali posledica bolečina. Omejena ekstenzija kolka v veliki meri kaže na zakrčenost mišic iliacus in psoas major. Slednja mišica povezuje prečne odrastke zadnjega prsnega in vseh ledvenih vretenc ter lateralni del pripadajočih diskov z malim trohantrrom stegenice. V primeru, da je mišica psoas major zakrčena (t.j. strukturno skrajšana in/ali povišana raven temeljne živčno-mišične aktivnosti), povzroča dodatne kompresijske obremenitve na ledveni del hrbtenice ter večje anteriorne strižne sile na segment L5/S1 (Santaguida & McGill, 1995). Omenjena mišična sprememba vpliva tudi na držo med pokončno stajo, saj povzroči prekomeren anteriorni nagib medenice, ki mu kompenzatorno sledi poudarjenost vseh antero-posteriornih hrbteničnih krivin (Šarabon idr., 2005). Čeprav obstaja v literaturi pomanjkanje neposrednih dokazov, ostaja raztezanje eno-sklepnih fleksorjev kolka zelo pogosto svetovana strategija preprečevanja kvarnih vplivov dolgotrajnega sedenja.

Spremljali smo tudi največji obseg fleksije trupa v stoječem položaju. Preiskovancu smo namestili tri IMU-je na hrbet, prvega na kožo nad križnico (S1), drugega ne predel hrbteničnega segmenta L1/Th12 ter tretjega nad zadnjim vratnim vretencem (C7). Preiskovanec je iz sproščene vzravnanе stoji počasi prešel v predklon, pri čemer je kar se da upognil trup. Iz podatkov prvega (S1) in drugega (L1/Th12) IMU-ja smo izračunali največji obseg fleksije ledvenega dela trupa ter iz podatkov drugega (L1/Th12) ter tretjega (C7) IMU-ja največji obseg fleksije v prsnem delu trupa. Po osem-urnem delovniku v pisarni se ni noben izmed spremljanih obsegov segmentnih gibov trupa statistično značilno spremenil ($t = 0,092 - 0,563$; $p = 0,677 - 0,981$; $ES = 0,000 - 0,034$).

Rezultati se ne skladajo z našimi pričakovanji. Med sedenjem so posteriorne pasivne strukture nekoliko natezno obremenjene, s čimer so izpostavljene deformacijskemu podaljšanju (ang. creep) in postanejo po določenem času izpostavljenosti nekoliko ohlapne. Slednje povzroči povečan obseg giba fleksije. V študijah sedenja, so o prisotnosti deformacijskega podaljšanja viskoelastičnih struktur sklepali na podlagi povečanega giba fleksije po izpostavljenosti. Poročali

so, da se po 10-ih do 20-ih minutah sključenega sedenja največji obseg fleksije ledvenega dela trupa poveča za $4,2^\circ$ do $5,5^\circ$ (McGill & Brown, 1992; Rogers & Granata, 2006; Shin & Mirka, 2007) in po eno-urni izpostavljenosti delni fleksiji (70 % največje fleksije) za $2,3 \pm 2,5^\circ$ (Sanchez-Zuriaga idr., 2010). Dodatno lahko sedenje poveča največji obseg giba zaradi kompresijskih obremenitev, katerih posledica je dehidracija diskov in s tem znižanje višin diskov (Kingma idr., 2000). Hidracija diskov se spreminja tudi cirkadiano – višina diskov je tako najvišja zjutraj in se tekom dneva nekoliko zniža. Do največjega zmanjšanja višin diskov pride že v prvi uri po nočnem počitku, ko se zmanjša za 50 % vrednosti razlike znotraj dneva, ter po treh urah za 80 % vrednosti razlike (Reilly, Tyrrell & Troup, 1984). Obseg giba fleksije ledvenega dela trupa se med jutrom in popoldnevom po eni od študij poveča za $13,12 \pm 3,11^\circ$ (Gifford, 1987). Na podlagi omenjenih izsledkov, smo pričakovali, da se bo največji obseg fleksije ledvenega in prsnega dela trupa, po izpostavljenosti osem-urnemu delovniku v pisarni, značilno povečal.

Časa od vstajanja po nočnem počitku do meritev največjega obsega fleksije trupa nismo spremljali. Preiskovanci so na jutranje meritve prišli med 6. in 8. uro, pri čemer je skoraj z gotovostjo minila vsaj ena ura od kar so preiskovanci vstali po nočnem počitku. S tem se je višina diskov verjetno že znižala za več kot 50 % cirkadiane razlike, s čimer se je obseg fleksije trupa v primerjavi z obsegom giba takoj po nočnem počitku že nekoliko povečal. Nadalje lahko domnevamo, da je do odsotnosti razlik v največjem obsegu fleksije trupa ob primerjavi vrednosti pred in po delovniku, prišlo zaradi biomehanskih dejavnikov med delovnikom. Obremenitve hrbteničnih struktur so odvisne od načina sedenja. Pokazano je bilo, da so kompresijske obremenitve na hrbtenični steber vretenc z diski večje ob sključenem in nepodprtem sedenju (Nachemson & Morris, 1964; Sato idr., 1999; Wilke idr., 1999), medtem ko so obremenitve med sedenjem na pisarniškem stolu z dobro ledveno podporo in rahlim naklonom naslonjala stola nazaj, bistveno nižje (~ 40 %) kot med pokončno stojo (Rohlmann idr., 2011; Wilke idr., 1999). S tem se hidriranost in višina diska v veliki meri ohranjajo, s čimer se iz naslova sprememb v višini diskov, ne pričakuje zmanjšanja obsega giba trupa. Podobno so tudi ligamenti, fascije in sklepne kapsule ledveno-medeničnega predela ob sključenem sedenju izdatneje natezno obremenjeni (Abouhossein idr., 2011; Adams idr., 1994; Dolan idr., 1994; Hammer idr., 2013; Swanepoel idr., 1995), medtem ko med sedenjem z ohranjanjem nevtralnih krivin niso. V slednjem primeru se ne pričakuje sprememb v mehanskih lastnostih viskoelastičnih struktur in s tem sprememb v obsegu giba trupa iz slednjega naslova. Načina sedenja naših preiskovancev med delovnikom v pisarni nismo spremljali. Prav tako ostaja neznano, ali so bili med

delovnikom izpostavljeni morebitnim drugim položajem in gibanjem, ki bi utegnili imeti vpliv na rezultate meritev. Študije kažejo, da pisarniški delavci tekom osem-urnega delovnika sedijo med 5,2 in 6,3 ur (Alkhajah idr., 2012; Clemes idr., 2014; Dutta idr., 2014; Evans idr., 2012; Gorman idr., 2013; Ryde idr., 2013; Thorp idr., 2012). V eni od študij so poročali, da več kot polovico časa sedenja ne uporabljajo naslonjal in da kar 30 % časa sedijo zelo sključeno (Morl & Bradl, 2013). Prav tako je bilo pokazano, da tekom delovnika vstanejo s stola kar 30-krat (Evans idr., 2012; Ryan idr., 2011; Ryde idr., 2013) in naredijo v povprečju slabih 4000 korakov (Clemes idr., 2014). Na podlagi današnjega razumevanja vpliva dolgotrajnega sedenja na hrbtenične strukture, bi pričakovali, da se obseg fleksije trupa, ob tolikšni izpostavljenosti poveča. Obstaja možnost, da imajo naši preiskovanci boljše navade sedenja, da med sedenjem ohranjajo hrbtenične krivine ter sedijo naslonjeni na naslonjalo, kar bi lahko razložilo odsotnost razlik v največjem obsegu fleksije trupa pred in po delovniku v pisarni.

Študije dosledno kažejo statistično značilno ($p < 0,05$) povečanje največjega obsega fleksije ledvenega dela trupa (za $4,2^\circ$ do $5,5^\circ$) po kratkotrajni (med 10 in 20 minut) izpostavljenosti sključenemu sedenju (McGill & Brown, 1992; Rogers & Granata, 2006; Shin & Mirka, 2007). Na drugi strani se kaže nekonsistentnost rezultatov med študijami delno sključenega ali samo-izbranega načina sedenja, z nekoliko daljšim časom izpostavljenosti. V eni od študij so poročali, da eno-urno delno sključeno sedenje (70 % največje fleksije) poveča največji obseg fleksije ledvenega dela trupa za $2,3 \pm 2,5^\circ$ ($p = 0,003$) (Sanchez-Zuriaga idr., 2010). Spet v drugi študiji so poročali, da samo-izbrano sedenje (na stolu brez naslonjala) enakega trajanja, zmanjša največji obseg fleksije ledvenega dela ($p = 0,007$), a le pri moških (Beach idr., 2005). Po uri in pol samo-izbranega sedenja na pisarniškem stolu (naslonjalo nagnjeno za 15° nazaj), naj bi se prav tako zmanjšal obseg giba, in sicer za $2,4 \pm 4,1^\circ$ ($p = 0,003$) (Dunk & Callaghan, 2010). Avtorji domnevajo, da je zmanjšanje obsega giba posledica povišanja višin diskov in sprememb v pasivnih lastnostih mišic v smeri višje mišične togosti.

Naši rezultati so pokazali, da osem-urni delovnik v pisarni ni imel vpliva na največji obseg giba ledvenega in prsnega dela trupa. Študij v katerih bi poročali o spremembi obsega giba trupa po osem-urnem delovniku v realnem okolju, nismo zasledili. Na podlagi zgoraj omenjenih študij predvidevamo, da je za povečanje največjega obsega fleksije trupa, potrebna izpostavljenost izraziteje sključenemu sedenju (npr. 70 % največje fleksije). Dodatno je možno, da se višina diskov med osem-urnim delom sede na pisarniškem stolu, ne zniža do te mere, kot bi se po

ukvarjanju z drugimi vsakodnevnimi aktivnostmi. V eni od študij so pokazali, da se višina diskov med enako dolgo izpostavljenostjo mirni stoji, zmerno hitri hoji in sedenju na pisarniškem stolu, najmanj zniža med slednjim (van Deursen idr., 2005). Dodatno lahko k zmanjšanju največjega obsega fleksije prispeva višja mišična togost po sedenju. Zlasti hrbtne mišice so med sedenjem in delom sede statično aktivirane do tolikšne mere, da lahko pride celo do utrujanja (McGill idr., 2000; Mork & Westgaard, 2006; O'Sullivan idr., 2006; Sullivan, 2007; van Dieen idr., 2009). Domnevamo, da je zaradi dolgotrajne statične aktivnosti, mišični tonus (togost mišic) po sedenju nekoliko povišan, kar lahko prispeva k zmanjšanju obsega giba. Znižanje višine diskov in ohlapnejša pasivna viskoelastična tkiva na eni strani ter zvišanje mišičnega tonusa po dolgotrajnem sedenju na drugi, verjetno rezultira v nespremenjen obseg giba fleksije ledvenega in prsnega dela trupa, v primerjavi z vrednostmi pred izpostavljenostjo. Menimo, da je slednje razlog, zakaj ni prišlo do pričakovanega povečanja obsega giba trupa po osem-urnemu delovniku v pisarni.

Tudi primerjava testov kinestetične zaznave trupa je pokazala, da osem-urni delovnik ni imel statistično značilnega vpliva na repozicijsko napako ($p > 0,05$). Test smo izvedli s pomočjo že nameščenih IMU-jev na hrbtu (enak položaj IMU-jev kot med meritvijo največjega obsega giba trupa). Preiskovanec je iz vzravnane stoje, po navodilih preiskovalca zavzel delni predklon (30 do 60 % največjega obsega fleksije trupa), v katerem je vztrajal nekaj sekund. Položaj trupa si je v tem času skušal zapomniti, nakar se je poravnal do vzravnane stoje. Sledila je druga ponovitev, ki jo je preiskovanec izvedel samostojno in v kateri je poskušal čim bolj natančno zavzeti predhodni referenčni položaj. Preiskovanec je imel ves čas meritev zastrte oči (neprosojna maska), z namenom izključitve vidne zaznave, ki je poleg vestibularne in kinestetične, pomembna komponenta senzorično-motoričnega upravljanja. Primerjali smo amplitudo referenčnega in samo-izvedenega giba ter izračunali povprečno repozicijsko napako treh ponovitev, ki je pokazala tendenco prehoda iz blagega preseganja referenčnega položaja pred delovnikom v konsistentno premajhne amplitude samostojno izvedenega giba v primerjavi z referenčnim po delovniku ($t = 1,770$ in $1,923$; $p = 0,102$ in $0,079$; $ES = 0,207$ in $0,236$; za ledveni in ledveno-prsni del trupa). Povprečna amplituda repozicijske napake ledveno-prsnega dela trupa je po delovniku znašala $1,93 \pm 1,37^\circ$ ([povprečna vrednost \pm standardna napaka]).

Med sedenjem je ledveno-medenični predel v fleksiji, s čimer so posteriorne viskoelastične strukture natezno obremenjene. Ligamenti, fascije in sklepne kapsule

so bogate s proprioceptorji, s čimer imajo pomembno vlogo pri senzorično-motoričnem nadzoru trupa. Kinestetična zaznava temelji na dotoku senzornih informacij iz proprioceptorjev, ki so v primeru spremenjenih mehanskih lastnosti omenjenih struktur (kot posledice izpostavljenosti nateznim obremenitvam) spremenjene. V primeru deformacijskega podaljšanja (ang. creep) viskoelastičnih struktur se senzibilnost proprioceptorjev zmanjša, s čimer je verjetno potrebna večja natezna obremenitev tkiv, da proprioceptorji obremenjenost zaznajo (Sanchez-Zuriaga idr., 2010). Ob prehodu v fleksijo trupa, tako pride do senzorne zaznave šele ob večjem obsegu giba, kot bi prišlo v primeru normalnega statusa viskoelastičnih struktur. S tem smo pričakovali, da se bo kinestetična zaznava trupa po dolgotrajnem sedenju v pisarni poslabšala. Pričakovane spremembe naj bi se zgodile v smeri preseganja obsega fleksije trupa ob repositioniranju. Naši rezultati niso pokazali statistično značilnega vpliva na repositionirsko napako ($p > 0,05$) po osem-urnem delovniku. Kljub temu je amplituda repositionirske napake ledveno-prsnega predela pokazala tendenco ($p = 0,079$; $ES = 0,236$) prehoda iz blagega preseganja referenčnega položaja pred delovnikom v premajhne amplitude samostojno izvedenega giba v primerjavi z referenčnim po delovniku. Velja omeniti tudi veliko variabilnost med preiskovanci, ki se kaže v velikih standardnih odklonih ([povprečna vrednost \pm standardni odklon] $0,45 \pm 5,60^\circ$ pred delovnikom in $-1,93 \pm 4,93^\circ$ po delovniku).

Natezne obremenitve posteriornih viskoelastičnih struktur so odvisne od načina sedenja. Med sključenim sedenjem je obremenjenost slednjih največja, saj je ledveno-medenični predel blizu svojega največjega obsega giba fleksije. Na drugi strani se med vzravnanim sedenjem na pisarniškem stolu lahko hrbtenične krivine popolnoma ohranjajo (Makhsous idr., 2003), s čimer viskoelastične strukture niso natežno obremenjene. Velika variabilnost v rezultatih testa kinestetične zaznave trupa po delovniku, bi lahko kazala na razlike v stopnji obremenjenosti viskoelastičnih struktur med preiskovanci, ki so posledica različnih navad (način sedenja in dinamika vstajanja s stola) med sedenjem. Tako bi pričakovali, da tisti posamezniki, ki med sedenjem zavzemajo bolj sključen položaj in redkeje prekinjajo dolgotrajno sedenje, izvedejo test z večjo napako repositionirane, kot posamezniki, ki med sedenjem ohranjajo nevtralne hrbtenične krivine in pogosto vstanejo s stola. Dinamike in načina sedenja med delovnikom nismo spremljali. V našem primeru omenjena razlaga ne pojasni veliko variabilnost v rezultatih testa izvedenega popoldne, saj je bila napaka repositionirane trupa zelo variabilna tudi na jutranjih meritvah ($0,45 \pm 5,60^\circ$). Poročan standardni odklon povprečne vrednosti repositionirane ledvenega dela trupa v nevtralni položaj, je bila po eni od študij (Dolan &

Green, 2006) občutno manjša ($- 0,20 \pm 0,83^\circ$) od naše, medtem ko se je po izpostavljenosti 5-im minutam sključenega sedenja povečala ($- 4,12 \pm 4,2^\circ$), do primerljive vrednosti z našimi rezultati ($-1,93 \pm 4,93^\circ$).

Na podlagi vzorca 32-ih preiskovancev so izračunali, da naj bi se takoj po 5-ih minutah sključenega sedenja napaka repozicije ledvenega predela iz sključenega v nevtralni položaj med sedenjem, povečala za več kot $2,35^\circ$ in za manj kot $5,48^\circ$ (95 % CI) v smeri nedoseganja izhodiščnega položaja (Dolan & Green, 2006). V naši študiji so na popoldanski sklop meritev preiskovanci prišli po koncu delovnika, pri čemer nismo spremljali točnega časa od zaključka delovnega dne do izvajanja meritve testa kinestetične zaznave trupa. Meritev je bila izvedena šele po standardiziranem ogrevanju in treh drugih meritvah, tako da je od zaključka delovnika do izvajanja obravnavane meritve minilo v najboljšem primeru 20 minut. V tem času se je dotok senzornih informacij iz viskoelastičnih tkiv in/ali pasivna togost trupa, lahko v določeni meri že približala izhodiščnim vrednostim, s čimer se je kinestetična zaznava že nekoliko izboljšala. V sicer metodološko drugačni študiji so poročali, da so se spremljani parametri posturalnega nadzora pri ohranjanju ravnotežnega položaja na nestabilni podlagi v sedečem položaju, takoj po kratkotrajni izpostavljenosti sključenemu sedenju pomembno spremenili, a da so že po 10-ih minutah počitka dosegli izhodiščne vrednosti (Hendershot idr., 2013).

Na podlagi omenjenih študij (Dolan & Green, 2006; Hendershot idr., 2013) in rezultatov naše raziskave menimo, da se kinestezija trupa po sedenju lahko akutno poslabša. Poslabšanje je verjetno odvisno od stopnje fleksije ledvenega dela med izpostavljenostjo, od trajanja izpostavljenosti in vmesnih odmorov. Hendershot in sodelavci (2013) so pokazali, da so akutne spremembe v posturalnem nadzoru trupa po 10-ih minutah sključenega sedenja, izzvenele že po prvih 10-ih minutah počitka. Rezultati naše študije sicer le nakazujejo tendenco prehoda iz blagega preseganja referenčnega položaja pred delovnikom v konsistentno premajhne amplitude samostojno izvedenega giba v primerjavi z referenčnim po delovniku ($t= 1,923$; $p = 0,079$; $ES = 0,236$; za ledveno-prsni del trupa). Glede na to, da so bile meritve kinestetične zaznave trupa izvedene po 20-ih ali več minutah od zaključka delovnika v pisarni, domnevamo, da so akutne spremembe v tem času že v veliki meri izzvenele. Domnevamo tudi, da bi razlike dosegle prag statistične značilnosti, če bi meritve izvedli takoj po končanem delovniku v pisarni.

Kinestetični občutek igra pomembno vlogo pri zaznavi položaja in gibanja telesa, kot tudi pri zaznavi notranjih obremenitev, kot posledice mišične aktivnosti (Rosker

& Sarabon, 2010). S tem je pomembna komponenta živčno-mišičnega upravljanja trupa in stabilnosti hrbtenice. Domneva se, da v primeru oslabiljenosti poveča tveganje za nastanek (mikro)poškodb in bolečinskih sindromov (Gade & Wilson, 2007; Panjabi, 1992a). Oslabljeno kinestezijo trupa poročajo tudi pri posameznikih z BSH in jo povezujejo s spremembami v dotoku senzornih informacij zaradi poškodbe in/ali iritiranosti tkiv spodnjega dela hrbta (Astfalck idr., 2013; Noh idr., 2015; O'Sullivan idr., 2013). Do danes obstaja le malo dokazov, da dolgotrajna fleksija ledveno-medeničnega predela poslabša kinestetično zaznavo trupa in potrebne so nadaljnje študije. Rezultati naše raziskave kažejo, da se kinestetična zaznava po 20-ih ali več minutah od zaključka delovnika v pisarni ne razlikuje od jutranjih vrednosti pred delovnikom. Dolan in Green (2006) izražata dvom ali repozicijska napaka $4,12^\circ$ (kot sta pokazala v svoji študiji) ogrozi stabilnost hrbtenice. Rezultati naše študije kažejo še na manjšo repozicijsko napako ($1,93^\circ$), s čimer se jima v razmišljanju pridružujemo.

Pri vrednotenju posturalnih odzivov mišic trupa na nenadne mehanske motnje so se ob primerjavi jutranjih in popoldanskih izmerjenih vrednostih pokazale nekatere razlike v latenčnih in amplitudnih parametrih. Spremljali smo anticipatorne posturalne prilagoditve ob hitrem dvigu rok v stoječem položaju ter posturalne refleksne reakcije na nenadno obremenitev preko rok. S pomočjo površinske elektromiografije smo spremljali aktivnost ledvenega dela mišic multifidus, prsnega dela mišic erector spinae ter mišici obliquus externus abdominis ter obliquus internus abdominis. Rezultati anticipatornih posturalnih prilagoditev so pokazali značilne razlike zmanjšanja povprečnih amplitud EMG signalov na 50 ms časovnem intervalu pri mišici obliquus externus abdominis ($t = 3,024$; $p = 0,011$; $ES = 0,433$) ter zmanjšanje intra-subjektnih standardnih odklonov omenjenih amplitud pri mišicah erector spinae in obliquus externus abdominis ($t = 2,231$ in $2,725$; $p = 0,046$ in $0,018$; $ES = 0,293$ in $0,382$). Nakazano je bilo tudi zmanjšanje povprečnih amplitud odzivov mišic multifidus, pri katerih so bile vrednosti statistične značilnosti mejne ($t = 2,131$; $p = 0,054$; $ES = 0,275$). Pri rezultatih posturalnih refleksnih reakcij je bila značilno spremenjena le povprečna vrednost latenc mišice obliquus externus abdominis, ki se je podaljšala za slabih 19 % ($t = -2,336$; $p = 0,039$; $ES = 0,332$).

Na podlagi predpostavke, da bo med dolgotrajnim sedenjem v pisarni prišlo do deformacijskega podaljšanja viskoelastičnih struktur ledvenega dela hrbtenice, smo predvidevali, da se bodo pri posturalnih refleksnih reakcijah latence spremljanih mišic podaljšale in da bodo amplitude odzivov večje po delovniku, kot pred njim.

Pričakovane spremembe naj bi bile posledica spremenjenega dotoka senzornih informacij iz prizadetih viskoelastičnih tkiv. Senzibilnost proprioceptorjev se v omenjenem primeru poslabša, s čimer je verjetno potrebna večja natezna obremenitev tkiv, da proprioceptorji obremenjenost zaznajo (Sanchez-Zuriaga idr., 2010). Ob nenadni nepričakovani mehanski motnji naj bi s tem prišlo do senzorne zaznave šele ob večji spremembi položaja hrbtenice, s čimer je latenca odziva daljša ter amplituda posledično večja. Višja amplituda odziva je lahko tudi kompenzacija zmanjšani pasivni togosti trupa. Spremembam v stabilnosti hrbtenice zaradi deformacijskega podaljšanja viskoelastičnih struktur, bi se centralni živčni sistem lahko odzval tudi z zgodnejšimi anticipacijskimi posturalnimi prilagoditvami na hitre gibe rok.

Hrbtne mišice (multifidus in erector spinae) so se ob hitrem dvigu rok pričakovano aktivirale prej in z večjo amplitudo, kot trebušni mišici (obliquus externus abdominis in obliquus internus abdominis). Ob primerjavi vrednosti pred in po delovniku, se na podlagi povprečnih vrednosti kažejo zgodnejši anticipacijski odzivi nižjih amplitud po delovniku. Latenčni parametri se niso statistično značilno razlikovali, klub temu, da so bili odzivi tudi do 13 ms zgodnejši. Podobno se je pokazala zmanjšana amplituda pri vseh spremljanih mišicah (med 8 in 49 % zmanjšanje amplitude), pri čemer je bila statistično značilna le pri mišici obliquus externus abdominis ($p = 0,011$) in mejno značilna pri mišicah multifidus ledvenega dela ($p = 0,054$). Domnevamo, da marsikateri spremljani parameter ni dosegel praga statistične značilnosti, zaradi relativno majhnega vzorca ter zelo velike variabilnosti. Tako se rezultati z našimi pričakovanji le pogojno ujemajo. Enako velja za latenčne rezultate posturalnih refleksnih reakcij. Pričakovana zakasnela latenca je dosegla prag statistične značilnosti ob primerjavi vrednosti pred in po delovniku, le pri mišici obliquus externus abdominis ($p = 0,039$). Povprečne vrednosti latenc refleksnih odzivov so bile kljub temu pri vseh spremljanih mišicah daljše, in sicer za 10 do 22 ms. Trebušne in hrbtne mišice kažejo izjemno sočasno aktivacijo ob nenadni mehanski motnji (spust bremena v roke), kar kaže na kokontrakcijo mišic trupa in pomembnost vseh mišic pri zagotavljanju togosti in stabilnosti hrbtenice (Kandel idr., 2000) ob nenadni mehanski motnji.

Predvidevamo, da na posturalne odzive vpliva tako način sedenja med delovnikom, kot čas od zaključka delovnika do meritev. Omenjenih spremenljivk v naši študiji nismo spremljali. Domnevamo, da je vpliv dolgotrajnega sedenja na posturalne funkcije večji po izraziteje sključenem sedenju in takoj po izpostavljenosti sedenju. V našem primeru je od konca delovnika do omenjenih meritev v najboljšem

primeru minila slaba ura, s čimer bi se lahko merjene vrednosti že nekoliko približale izhodiščnim vrednostim. Na hitrost izvedbe dviga rok in posledično na anticipatorne posturalne prilagoditve vpliva tudi motivacija in osredotočenost (de Wolf idr., 1998). Kljub temu, da smo preiskovance ves čas enako spodbujali k čim hitrejši izvedbi giba, bi motivacija in osredotočenost lahko tekom ponovitev nekoliko nihali, kar bi lahko pojasnilo del velike variabilnosti rezultatov. Med delovnikom bi potencialno lahko prišlo tudi do utrujenosti, in pokazano je bilo so v slednjem primeru anticipatorni posturalni odzivi zgodnejši (Allison & Henry, 2002; Strang & Berg, 2007). Med meritvami posturalnih refleksnih reakcij smo ves čas spremljali signale mišičnih odzivov v realnem času in preiskovance opozarjali, naj čakajo na mehansko obremenitev preko rok, kar se da sproščeno. Pokazano je bilo, da mišična predaktivacija podaljša latenčne odzive refleksnih reakcij (Vera-Garcia, Brown, Gray, & McGill, 2006). Po delovniku je morda bila bazična mišična aktivnost in s tem togost trupa nekoliko večja (o čemer smo sklepali na podlagi odsotnosti sprememb v največjem obsegu fleksije ledvenega in prsnega dela trupa), s čimer bi verjetno prav tako lahko prišlo do poznejših refleksnih odzivov.

V eni od študij, so pokazali, da enourna izpostavljenost delno (70 % največje fleksije) sključenemu sedenju podaljša refleksne latence mišice erector spinae ledvenega dela iz 60 ± 12 ms pred izpostavljenostjo na 96 ± 26 ms po njej ($p < 0,001$) (Sanchez-Zuriaga idr., 2010). Latence so bile po izpostavljenosti daljše pri mišicah ledvenega dela (103 ms) kot prsnega (90 ms), kar so pripisali izrazitejšemu raztezanju viskoelastičnih tkiv ledvenega dela med delno sključenim sedenjem. Avtorji so izsledke pripisali zmanjšani senzibilnosti proprioceptorjev v viskoelastičnih tkivih. Spet v drugi študiji so poročali o povečani amplitudi refleksnih odzivov pri ledvenem delu mišic erector spinae. Amplituda refleksnih odzivov se je po 16-ih minutah največje fleksije povišala za $20,9 \pm 12,7$ %, medtem ko se je pri 33 % največje fleksije le za $1,4 \pm 8,5$ %. V obeh primerih je amplituda ostala povišana tudi po eni uri počitka (Hendershot idr., 2011). Višjo amplitudo so pripisali kompenzacijskemu odgovoru aktivnega podsistema na zmanjšano pasivno togost. Omenjeni študiji se od naše pomembneje razlikujeta v načinu izvedbe testa in času izpostavljenosti sedenju. Medtem ko smo v naši študiji spremljali odzive na nenadne mehanske obremenitve preko rok, so v slednjih študijah spremljali odzive mehanskih motenj povzročenih preko trupa. V našem primeru smo dobili nekoliko daljše latence refleksnih odzivov, kar je posledica mehanske zakasnitve – za prenos motnje na trup je bila v našem primeru potrebna refleksna aktivacija mišic rok. Prav tako je bil v omenjenih študijah čas izpostavljenosti sedenju bistveno krajši. Rezultati naše študije se delno ujemajo z isledki študije, ki so jo izvedli Sanchez-

Zuriaga in sodelavci (2010), medtem ko se z izsledki študije Hendershota s sodelavci (2011) ne ujemajo. Na podlagi obstoječih in naše študije lahko sklepamo, da je verjetno potrebna izpostavljenost določeni stopnji fleksije, ki bo izzvala pričakovano spremenjene mišične odzive. Na rezultate naše študije je lahko dodatno vplival čas od konca delovnega dne do meritev posturalnih odzivov trupa. Slednjega časa nismo spremljali, vendar je prav gotovo minila vsaj slaba ura (testiranje posturalnih odzivov je bilo izvedeno proti koncu eno-urnega sklopa meritev).

O spremembah anticipacijskih posturalnih prilagoditev po izpostavljenosti fleksiji ledveno-medeničnega predela je znanega zelo malo. V edini objavljeni študiji so poročali, da po 10-minutni največji fleksiji trupa ne pride do sprememb pri omenjenih odzivih nekaterih mišic trupa (Lehman idr., 2005). Avtorji so predvidevali, da je med fleksijo sicer prišlo do deformacijskega podaljšanja viskoelastičnih posteriornih struktur, vendar pa da slednje v nevtralnem položaju hrbtenice (med izvajanjem testa) nima izrazitejšega vpliva na anticipacijske odzive. V naši študiji smo pokazali, da osem-urni delovnik v pisarni vpliva na anticipacijske posturalne prilagoditve. Čeprav so bili latenčni parametri statistično neznačilni, se kažejo (do 13 ms) zgodnejši anticipacijski odzivi in zmanjšani amplitudni odzivi pri vseh spremljanih mišicah (med 8 in 49 % zmanjšanje amplitude), pri čemer je bila amplituda statistično značilno manjša le pri mišici *obliquus externus abdominis* ($p = 0,011$) in mejno značilno manjša pri mišicah *multifidus* ledvenega dela ($p = 0,054$). Predvidevamo, da omenjene spremembe kažejo na povečano zahtevo po stabilnosti hrbtenice, zaradi sprememb v mehanskih lastnostih posteriornih viskoelastičnih struktur.

Podobne izsledke so poročali v študijah, kjer so spremljali vpliv utrujanja na anticipacijske odzive. V slednjem primeru je zahteva po posturalni stabilnosti večja in domnevajo, da se centralni živčni sistem temu odzove z drugim predpripravljenim programom. V stanju utrujenosti pride do zgodnejših in daljših anticipacijskih odzivov (Allison & Henry, 2002; Strang & Berg, 2007), v eni od študij so poročali tudi o sočasno nižji amplitudi aktivacije (Vuillerme, Nougier, & Teasdale, 2002). V omenjenih študijah so poročali, da do anticipacijskih odzivov ni prišlo pri vseh mišicah in ob vsaki ponovitvi. Čeprav je na podlagi povprečnih vrednosti latenčnih parametrov bilo moč zaslediti trend zgodnejših odzivov pri vseh mišicah, so poročali o statistično značilno zgodnejšem odzivu le pri eni od štirih (Vuillerme idr., 2002) oz. petih spremljanih mišic (Allison & Henry, 2002) ter pri treh od šestih spremljanih mišic (Strang & Berg, 2007). Rezultati so precej podobni

našim. Tudi pri nas se je pokazal le neznačilen trend na podlagi povprečnih vrednosti latenčnih parametrov in značilno zmanjšana amplituda pri zgolj eni spremljani mišici.

Pri posameznikih z BSH pride do drugačnih sprememb v anticipatornih posturalnih prilagoditvah. Ob prisotnosti bolečine se kažejo zapozneli odzivi nižjih amplitud (Hodges & Moseley, 2003) ter zmanjšana variabilnost latenc (Jacobs idr., 2009). Slednje pripisujejo zmanjšani sposobnosti prilagajanja anticipacijskih odzivov med gibanjem, medtem ko sta prvo-omenjeni spremembi lahko posledici sprememb v senzornem sistemu, prenosu motoričnih ukazov in/ali sprememb v načrtovanju gibanja. Zanimivo je, da se kažejo podobne spremembe tudi ob zgolj strahu pred bolečino. Latence so v omenjenem primeru prav tako poznejše, medtem ko so amplitude višje (Moseley idr., 2004). Pri posturalnih refleksnih reakcijah se pri posameznikih z BSH kažejo zakasnele latence odzivov mišic trupa (Radebold idr., 2000; Radebold idr., 2001). Zakasnele latence po izpostavljenosti fleksiji ledveno-medeničnega predela so se pokazale tudi v naši in eni od objavljenih študij (Sanchez-Zuriaga idr., 2010). Verjetno gre v obeh primerih za zmanjšano senzibilnosti proprioceptorjev zaradi (mikro)poškodb viskoelastičnih tkivih.

Posturalne funkcije trupa človeku omogočajo ohranjanje pokončnega položaja ter koordinirano gibanje. Ob nenadnih mehanskih motnjah je za zagotavljanje zlasti stabilnosti hrbtenice potrebna natančna – časovno, prostorsko in amplitudno usklajena aktivnost vseh mišic trupa (Brown & McGill, 2009). Ob zapoznelih ali amplitudno nezadostnih/previsokih mišičnih odzivih je hrbtenica lahko izpostavljena neugodnim obremenitvam in s tem večjemu tveganju poškodbe in BSH (Brown & McGill, 2009; Hammill idr., 2008). Za preprečevanje neugodnih sprememb aktivnega podsistema je med drugim pomembno poznavanje biomehanskih dejavnikov na delovnem mestu in v prostem času, katerim izpostavljenost neugodno spremeni senzorično-motorični nadzor trupa. Naši rezultati kažejo, da po osem-urnem delovniku v pisarni pride do določenih sprememb v živčno-mišičnem upravljanju trupa. Domnevamo, da je po delovniku prišlo do povečane zahteve po stabilnosti trupa, ki se kaže v spremenjenih anticipatornih posturalnih prilagoditvah in posturalnih refleksnih reakcijah. Smer sprememb prvo-omenjenih odzivov je verjetno ugodna – varovalna, medtem ko so zapozneli refleksni odzivi neugodna sprememba. Po delovniku v pisarni je tako hrbtenica verjetno izpostavljena nekoliko neugodnejšim obremenitvam. Posturalni refleksni odzivi so se pri spremljanih mišicah v povprečju podaljšali za 10 do 22 ms, pri čemer je bila značilno podaljšana le latenca pri mišici obliquus externus abdominis (19 ms). V eni

od študij so pokazali, da predstavlja že 14 ms daljša latenca refleksnih odzivov dejavnik tveganja za nastanek BSH (Cholewicki idr., 2005).

Glavna prednost naše raziskave je, da smo merili vplive realnega delovnika v pisarni. Dosedanje študije o vplivih sedenja na hrbtenične strukture in funkcije trupa so bile večinoma laboratorijske s kratkim časom spremljanja. Slednje zahteva strokovno/znanstveno presojo o uporabnosti takšnih izsledkov pri izpostavljenosti realnim razmeram. Pri meritvah največjega obsega gibov kolka in trupa ter pri izvedbi testa kinestetične zaznave trupa smo uporabili senzor z 9-osnimi inercialnimi merilnimi enotami (ang. inertial unit (IMU)), s katerim smo lahko kakovostno zajeli spremljane podatke in preprosteje izvedli meritve, kar vsekakor predstavlja veliko prednost raziskave. Klinične meritve obsega gibov se tipično izvedejo ročno, s pomočjo goniometra. Pomanjkljivost slednje metode je kljub predpisanim pravilom izvedbe testov, slabša ponovljivost zaradi subjektivne narave izvedbe testov in odčitavanja vrednosti. Napakam zaradi subjektivnosti smo se z uporabo IMU-jev, pri odčitavanju obsega gibov izognili. Nadalje je prednost obdelave EMG signalov spremljanih mišic trupa v uporabi avtomatske zaznave trenutka mišične aktivacije (Panjan, 2015) med meritvami posturalnih odzivov trupa. Z avtomatsko zaznavo smo se prav tako izognili napakam zaradi subjektivnosti ob ročnem določevanju trenutka začetka mišične aktivacije. Spremljanje tako anticipatornih posturalnih prilagoditev, kot tudi posturalnih refleksnih reakcij nam daje celostnejši vpogled v stabilizacijsko delovanje mišic trupa.

Na drugi strani lahko omenimo tudi nekaj omejitev naše študije. Velikost vzorca je bila relativno majhna in menimo, da bi ob večjem vzorcu najverjetneje ugotovili obstoj statistično značilnih sprememb pri tistih spremljanih parametrih, kjer so se v naši študiji pokazali trendi statistične značilnosti (zmanjšana ekstenzija kolka in poslabšana kinestetična zaznava trupa po delovniku). Prav tako bi bilo smiselno zaradi številnih fiziološko-anatomskih razlik narediti statistične obdelave za moške in ženske posebej. Slednjega v naši študiji ni bilo smiselno izvesti, saj je bil vzorec premajhen in smo zajeli zgolj 9 moških in 8 žensk. Nadalje je omejitev spremljanja obsega gibov s pomočjo IMU-jev, ki so bili prilepljeni na kožo nad anatomskimi točkam, lahko problematično iz vidika nesorazmernega premikanja anatomskih točk in kože nad njim, skozi izveden obseg giba. Glede na to, da so bili med našimi meritvami IMU-ji nameščeni na predele telesa (lateralni kondil stegenice in trnasti odrastki vretenc), kjer je malo maščobnega in ostalega mehkega tkiva domnevamo, da je bilo nesorazmernega premikanja kože zanemarljivo. Akutno

spremljanje največjega obsega gibov pred in po določeni izpostavljenosti znotraj istega dne, je posredna metoda spremljanja sprememb mehanskih lastnosti viskoelastičnih tkiv in sprememb v živčno-mišičnem delovanju. Metoda je preprosta in ne zahteva uporabe drage in težko dostopne merilne opreme, vendar ne nudi neposrednega vpogleda v status viskoelastičnih tkiv. Za spremljanje določenih lastnosti posameznih viskoelastičnih tkiv bi se lahko uporabil ultrazvok ali magnetorezonančno slikanje, vendar imata tudi slednji metodi številne omejitve. Posturalne odzive med nenadnimi mehanskimi motnjami smo spremljali s površinsko elektromiografijo, ki je v kineziologiji in ergonomiji najpogosteje uporabljena metoda spremljanja mišične aktivacije. Njena prednost je neinvazivnost postopka, vendar ima tudi pomembno omejitev, saj ne nudi vpogleda v aktivnost globlje ležečih mišic. Pri stabilizaciji hrbtenice usklajeno sodelujejo vse mišice trupa. Večje mišice, ki ležijo bolj na površini (t.i. globalne mišice) imajo pri tem vlogo uravnoteženja zunanjih sil do tolikšne mere, da jih manjše in globlje ležeče mišice (t.i. lokalne mišice) lahko nadalje obvladajo. V literaturi se iz vidika stabilnosti hrbtenice veliko pozornosti posveča prav slednjim (predvsem globokim delom mišice multifidus in transversus abdominis), katerih delovanja s površinsko elektromiografijo ni moč izmeriti.

Izsledki naše raziskave nakazujejo spremembe v senzorično-motoričnem upravljanju trupa po izpostavljenosti osem-urnemu delovniku v pisarni. Ugotovljene spremembe so verjetno posledica dolgotrajnega nateznega obremenjevanja posteriornih pasivnih tkiv med sedenjem. Prav tako se kaže trend akutno zmanjšanega največjega obsega ekstenzije kolka, kot posledice dolgotrajno skrajšanega položaja eno-sklepnih fleksorjev kolka. Na podlagi pregleda literature in izsledkov naše raziskave svetujemo ohranjanje hrbteničnih krivin med sedenjem ob uporabi ergonomskega, posamezniku prilagojenega stola. S tem se lahko v večji meri izogne kvarnim nateznim obremenitvam posteriornih tkiv in zmanjša verjetnost mikropoškodb, ki lahko vodijo v kronično vnetje in degradacijo struktur, kot tudi v slabenje senzorično-motoričnega nadzora trupa. Poleg ustreznega ergonomskega položaja med delom, pisarniškim delavcem svetujemo pogosto vstajanje s stola, uvedbo aktivnih odmorov med delom in rekreacijo v prostem času. Aktivni odmori naj vsebujejo raztezne vaje za mišične skupine, ki so med sedenjem v skrajšanem položaju, ter krepilne za tiste, ki so v podaljšanem. Ob prostočasni rekreaciji prav tako svetujemo izvajanje ciljanih razteznih in krepilnih vaj, kot tudi specialnih vaj za ohranjanje zdravih gibalnih vzorcev trupa. Ustrezen izbor vsebin telesne vadbe, je bil pokazan kot najučinkovitejša strategija za preprečevanje z delom povezane BSH (Linton & van Tulder, 2001). Zaradi slabšega

senzorično-motoričnega nadzora trupa po dolgotrajnem sedenju in posledično večjega tveganja poškodb hrbteničnih struktur, odsvetujemo ukvarjanje s težjo fizično aktivnostjo takoj po izpostavljenosti sedenju.

Kot priložnost za nadaljnje raziskave s področja vpliva sedenja na posteriorne viskoelastične strukture, predlagamo spremljanje načina in dinamike samozbranega sedenja med realnim delovnikom v pisarni ter sočasno spremljanje vplivov na posturalne funkcije trupa med nenadnimi mehanskimi motnjami preko trupa, na kinestetično zaznavo trupa, na ohranjanje ravnotežnega položaja na nestabilni podlagi v sedečem položaju ter na fleksijsko-relaksacijski fenomen. Ob nekoliko večjem vzorcu, bi s tem lahko pokazali, ali prihaja pri tistih posameznikih, ki med sedenjem zavzemajo bolj sključen položaj do izrazitejših sprememb v obravnavanih funkcijah, kot pri tistih, ki med sedenjem v večji meri ohranjajo ledveno krivino. Prav tako bi večji vzorec omogočal ločeno statistično analizo podatkov moških in žensk. Namreč, kaže da se v enakem časovnem obdobju izpostavljenosti sključenemu sedenju, pri ženskah razvije večja deformacija viskoelastičnih tkiv, ki pa se v odmoru po izpostavljenosti tudi hitreje odpravi (Hendershot idr., 2011; McGill & Brown, 1992; Muslim idr., 2013). Meritve bi bilo smiselno izvesti takoj po koncu delovnika, ter po npr. 10-ih, 30-ih in 60-ih minutah, s čimer bi pokazali na dinamiko vračanja morebitnih akutno spremenjenih funkcij proti izhodiščnim vrednostim. Tovrstni izsledki bi prispevali k snovanju priporočil o tem, kako dolgo po določeni izpostavljenosti, se je zaradi oslabiljenega senzorično-motoričnega nadzora, priporočljivo izogibati težjim fizičnim aktivnostim. Predlagamo tudi, da se ovrednoti vpliv pogostega vstajanja in aktivnih odmorov med dolgotrajnim sedenjem, na senzorično-motorično upravljanje po izpostavljenosti. V predlagane študije bi bilo smiselno vključiti tudi posameznike z BSH, pri katerih je senzorično-motorično upravljanje že v osnovi oslabiljeno. Dolgotrajno sedenje ima lahko na slednje izraziteje kvaren učinek, kot na zdrave posameznike, saj so lahko njihove hrbtenične strukture šibkejše in s tem manj odporne na obremenitve med sedenjem. V literaturi obstaja množica raziskav, v katerih so vrednotili bodisi položaj telesa, mišično aktivnost in/ali obremenitve med sedenjem na različnih sedalih/stolih, za katere se je domnevalo, da sedečega izpostavijo manjšim/večjim kvarnim vplivom, kot sedenje na bolj klasičnih stolih. Nove ergonomske poizkuse alternativnih sedal/stolov bi lahko ovrednotili tudi preko vpliva na različne elemente senzorično-motoričnega upravljanja trupa.

7 ZAKLJUČEK

Razumevanje kvarnih vplivov dolgotrajnega sedenja je aktualna raziskovalna tema. Sodobni človek večji del dneva preživi v sedečem položaju, hkrati je sedenje postalo najpogostejši delovni položaj. Do danes so bili prepoznani številni mehanizmi, preko katerih lahko dolgotrajno sedenje kvarno vpliva na hrbtenične strukture in funkcije trupa ter s tem pomembno prispeva k nastanku in/ali vztrajanju BSH. Kljub temu ostaja še veliko nejasnega, kot tudi ostaja potreba po izboljšavah preventivnih in kurativnih strategij obvladovanja BSH. Čeprav je etiologija BSH lahko tudi psihosomatsko pogojena, se mnogi strinjajo, da igrajo biomehanski dejavniki ključno vlogo. Eno od pomembnih področij preventivnih ukrepov so tako ergonomsko-kineziološki pristopi. Vidnejši raziskovalec omenjenega področja McGill (2007) v svoji knjigi piše, da je slednji pristop trenutno najbolje z znanstvenimi dokazi podprt pristop obravnave oseb z nespecifično BSH. Po njegovem je za zmanjšanje/odpravo bolečine potrebno (1) prepoznati in odstraniti izvor obremenitev, ki ustvarjajo ali poslabšujejo iritacijo tkiv ter (2) krepiti zdravo podporno tkivo. Tematika našega magistrskega dela obravnava prvo-omenjeni pristop.

Namen raziskave opisane v pričujoči magistrski nalogi je bil ovrednotiti morebitne akutne spremembe v izbranih senzorično-motoričnih funkcijah trupa in gibalnih sposobnosti po osem-urnemu delovniku v pisarni in s tem prispevati k boljšemu razumevanju potencialno kvarnih mehanizmov za BSH ob dolgotrajnem sedenju. Ugotavljamo, da so bili cilji magistrskega dela doseženi. Dve hipotezi smo potrdili delno, dve mejno, medtem ko smo dve zavrgli (glej spodaj). Rezultate magistrskega dela predstavljamo spodaj. Po osem-urnem delovniku v pisarni:

- se kaže trend ($p = 0,052$) zmanjšanja največjega obsega ekstenzije kolka (mejno potrjena H 1.2) ob nespremenjenem obsegu fleksije kolka (zavrnjena H 1.1);
- ostane največji obseg fleksije trupa v stoječem položaju nespremenjen (zavrnjena H 1.3);
- se kaže trend ($p = 0,079$) poslabšanja kinestetične zaznave trupa (mejno potrjena H 2.1);
- se je pri anticipatornih posturalnih prilagoditvah na hitre gibe rok zmanjšala amplituda odziva ($p = 0,011$) in variabilnost amplitude ($p = 0,018$) pri mišici obliquus externus abdominis ter variabilnost amplitude pri mišici erector spinae ($p = 0,046$) (delno potrjena H 3.1);

- se je pri posturalnih refleksnih reakcijah na nenadne obremenitve preko rok zmanjšala latenca odziva ($p = 0,039$) pri mišici obliquus externus abdominis (delno potrjena H 3.2).

Rezultati kažejo, da se po osem-urnem delovniku v pisarni, lahko akutno spremenijo latenčni in amplitudni parametri anticipatornih posturalnih prilagoditev in posturalnih refleksnih reakcij nekaterih mišic trupa. Čeprav le na podlagi tendence in mejne vrednosti statistične značilnosti, menimo, da se lahko akutno zmanjša tudi največji obseg ekstenzije kolka in poslabša kinestetična zaznava trupa. S tem bi izpostavljenost dolgotrajnemu sedenju oz. fleksiji ledveno-medeničnega predela lahko prispevala k neugodnim obremenitvam ter nastanku in/ali vztrajanju BSH. Pri sodobnem življenjskem slogu je moč opaziti tendenco zavzemanja fleksijskih položajev trupa, ne samo med sedenjem, ampak tudi med številnimi drugimi aktivnostmi, kar morda pomembno prispeva k visoki pojavnosti BSH v razvitem delu sveta.

LITERATURA

- Abouhossein, A., Weisse, B. & Ferguson, S. J. (2011). A multibody modelling approach to determine load sharing between passive elements of the lumbar spine. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 14(6), 527-537. doi: 10.1080/10255842.2010.485568
- Adams, M. A. & Dolan, P. (1995). Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(1), 3-19.
- Adams, M. A. & Dolan, P. (1997). The combined function of spine pelvis, and legs when lifting with a straight back. In A. Vleeming, Mooney, V., Snijders, C. J., Dorman, T., Stoeckart, R. (Ed.), *Movement, Stability, and Low Back Pain: The Essential Role of The Pelvis* (pp. 195-209). New York: Churchill Livingstone.
- Adams, M. A., Dolan, P. & Hutton, W. C. (1987). Diurnal variations in the stresses on the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 12(2), 130-137.
- Adams, M. A. & Hutton, W. C. (1980). The effect of posture on the role of the apophysial joints in resisting intervertebral compressive forces. *J Bone Joint Surg Br*, 62(3), 358-362.
- Adams, M. A. & Hutton, W. C. (1983). The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs. *Spine (Phila Pa 1976)*, 8(6), 665-671.
- Adams, M. A. & Hutton, W. C. (1985). Gradual disc prolapse. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10(6), 524-531.
- Adams, M. A., Hutton, W. C. & Stott, J. R. (1980). The resistance to flexion of the lumbar intervertebral joint. *Spine (Phila Pa 1976)*, 5(3), 245-253.
- Adams, M. A., McMillan, D. W., Green, T. P. & Dolan, P. (1996). Sustained loading generates stress concentrations in lumbar intervertebral discs. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(4), 434-438.
- Adams, M. A., McNally, D. S., Chinn, H. & Dolan, P. (1994). The clinical biomechanics award paper 1993 Posture and the compressive strength of the lumbar spine. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 9(1), 5-14. doi: 10.1016/0268-0033(94)90052-3
- Akrouf, Q. A., Crawford, J. O., Al-Shatti, A. S. & Kamel, M. I. (2010). Musculoskeletal disorders among bank office workers in Kuwait. *East Mediterr Health J*, 16(1), 94-100.
- Alexander, L. A., Hancock, E., Agouris, I., Smith, F. W. & MacSween, A. (2007). The response of the nucleus pulposus of the lumbar intervertebral discs to functionally loaded positions. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(14), 1508-1512. doi: 10.1097/BRS.0b013e318067dccb

- Alkhajah, T. A., Reeves, M. M., Eakin, E. G., Winkler, E. A., Owen, N. & Healy, G. N. (2012). Sit-stand workstations: a pilot intervention to reduce office sitting time. *Am J Prev Med*, 43(3), 298-303. doi: 10.1016/j.amepre.2012.05.027
- Allan, D. B. & Waddell, G. (1989). An historical perspective on low back pain and disability. *Acta Orthop Scand Suppl*, 234, 1-23.
- Allison, G. T., & Henry, S. M. (2002). The influence of fatigue on trunk muscle responses to sudden arm movements, a pilot study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(5), 414-417.
- Alter, M. J. (2004). *Science of Flexibility* (3 ed.). USA: Human Kinetics.
- Althoff, I., Brinckmann, P., Frobin, W., Sandover, J. & Burton, K. (1992). An improved method of stature measurement for quantitative determination of spinal loading. Application to sitting postures and whole body vibration. *Spine (Phila Pa 1976)*, 17(6), 682-693.
- Andersen, J. L., Gruschy-Knudsen, T., Sandri, C., Larsson, L. & Schiaffino, S. (1999). Bed rest increases the amount of mismatched fibers in human skeletal muscle. *J Appl Physiol (1985)*, 86(2), 455-460.
- Andersson, B. J. & Ortengren, R. (1974). Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting. II. Studies on an office chair. *Scand J Rehabil Med*, 6(3), 115-121.
- Andersson, G. B., Murphy, R. W., Ortengren, R. & Nachemson, A. L. (1979). The influence of backrest inclination and lumbar support on lumbar lordosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 4(1), 52-58.
- Aoki, Y., Sugiura, S., Nakagawa, K., Nakajima, A., Takahashi, H., Ohtori, S., . . . Nishikawa, S. (2012). Evaluation of nonspecific low back pain using a new detailed visual analogue scale for patients in motion, standing, and sitting: characterizing nonspecific low back pain in elderly patients. *Pain Res Treat*, 2012, 680496. doi: 10.1155/2012/680496
- Arab, A. M. & Nourbakhsh, M. R. (2013). Hamstring muscle length and lumbar lordosis in subjects with different lifestyle and work setting: Comparison between individuals with and without chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* doi: 10.3233/bmr-130420
- Arena, J. G., Sherman, R. A., Bruno, G. M. & Young, T. R. (1989). Electromyographic recordings of 5 types of low back pain subjects and non-pain controls in different positions. *Pain*, 37(1), 57-65.
- Ariga, K., Yonenobu, K., Nakase, T., Hosono, N., Okuda, S., Meng, W., . . . Yoshikawa, H. (2003). Mechanical stress-induced apoptosis of endplate chondrocytes in organ-cultured mouse intervertebral discs: an ex vivo study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(14), 1528-1533.

- Aruin, A. S., Forrest, W. R. & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments in conditions of postural instability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 109(4), 350-359.
- Astfalck, R. G., O'Sullivan, P. B., Smith, A. J., Straker, L. M. & Burnett, A. F. (2013). Lumbar spine repositioning sense in adolescents with and without non-specific chronic low back pain--an analysis based on sub-classification and spinal regions. *Man Ther*, 18(5), 410-417. doi: 10.1016/j.math.2013.02.005
- Astfalck, R. G., O'Sullivan, P. B., Straker, L. M. & Smith, A. J. (2010). A detailed characterisation of pain, disability, physical and psychological features of a small group of adolescents with non-specific chronic low back pain. *Man Ther*, 15(3), 240-247. doi: 10.1016/j.math.2009.12.007
- Bakker, E. W., Verhagen, A. P., van Trijffel, E., Lucas, C. & Koes, B. W. (2009). Spinal mechanical load as a risk factor for low back pain: a systematic review of prospective cohort studies. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(8), E281-293. doi: 10.1097/BRS.0b013e318195b257
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B. H., Letson, D., Chuinard, R. & D'Ambrosia, R. (1988). Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med*, 16(2), 113-122.
- Barr, K. P., Griggs, M. & Cadby, T. (2005). Lumbar stabilization: core concepts and current literature, Part 1. *Am J Phys Med Rehabil*, 84(6), 473-480.
- Bauman, A., Ainsworth, B. E., Sallis, J. F., Hagstromer, M., Craig, C. L., Bull, F. C., . . . Sjostrom, M. (2011). The descriptive epidemiology of sitting. A 20-country comparison using the International Physical Activity Questionnaire (IPAQ). *Am J Prev Med*, 41(2), 228-235. doi: 10.1016/j.amepre.2011.05.003
- Bauman, A. E., Reis, R. S., Sallis, J. F., Wells, J. C., Loos, R. J. & Martin, B. W. (2012). Correlates of physical activity: why are some people physically active and others not? *Lancet*, 380(9838), 258-271. doi: 10.1016/s0140-6736(12)60735-1
- Baumgartner, D., Zemp, R., List, R., Stoop, M., Naxera, J., Elsig, J. P. & Lorenzetti, S. (2012). The spinal curvature of three different sitting positions analysed in an open MRI scanner. *ScientificWorldJournal*, 2012, 184016. doi: 10.1100/2012/184016
- Bazrgari, 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. doi: 10.1080/00140139.2011.614357
- Beach, T. A., Mooney, S. K. & Callaghan, J. P. (2003). The effects of a continuous passive motion device on myoelectric activity of the erector spinae during prolonged sitting at a computer workstation. *Work*, 20(3), 237-244.
- Beach, T. A., Parkinson, R. J., Stothart, J. P. & Callaghan, J. P. (2005). Effects of prolonged sitting on the passive flexion stiffness of the in vivo lumbar spine. *Spine J*, 5(2), 145-154. doi: 10.1016/j.spinee.2004.07.036
- Belavy, D. L., Armbrecht, G., Richardson, C. A., Felsenberg, D. & Hides, J. A. (2011). Muscle atrophy and changes in spinal morphology: is the lumbar spine vulnerable after prolonged bed-rest? *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(2), 137-145. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181cc93e8
- Bendix, T. & Hagberg, M. (1984). Trunk posture and load on the trapezius muscle whilst sitting at sloping desks. *Ergonomics*, 27(8), 873-882. doi: 10.1080/00140138408963561
- Bennie, J. A., Chau, J. Y., van der Ploeg, H. P., Stamatakis, E., Do, A. & Bauman, A. (2013). The prevalence and correlates of sitting in European adults - a comparison of 32 Eurobarometer-participating countries. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 10, 107. doi: 10.1186/1479-5868-10-107
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. A study in mechanical engineering. *Acta Orthop Scand Suppl*, 230, 1-54.
- Bhatnager, V., Drury, C. G. & Schiro, S. G. (1985). Posture, postural discomfort, and performance. *Hum Factors*, 27(2), 189-199.
- Bhattacharya, A. & McGlothlin, J.D. (2011). *Occupational Ergonomics: Theory and Applications*
- Billy, G. G., Lemieux, S. K. & Chow, M. X. (2014). Changes in lumbar disk morphology associated with prolonged sitting assessed by magnetic resonance imaging. *PM R*, 6(9), 790-795. doi: 10.1016/j.pmrj.2014.02.014
- Boden, S. D., Davis, D. O., Dina, T. S., Patronas, N. J. & Wiesel, S. W. (1990). Abnormal magnetic-resonance scans of the lumbar spine in asymptomatic subjects. A prospective investigation. *J Bone Joint Surg Am*, 72(3), 403-408.
- Bogduk, N. (1983). The innervation of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 8(3), 286-293.
- Bogduk, N. (2005). *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone.
- Borghuis, J., Hof, A. L. & Lemmink, K. A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and

- training. *Sports Med*, 38(11), 893-916. doi: 10.2165/00007256-200838110-00002
- Borkan, J., Van Tulder, M., Reis, S., Schoene, M. L., Croft, P. & Hermoni, D. (2002). Advances in the field of low back pain in primary care: a report from the fourth international forum. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(5), E128-132.
- Bridger, R. S. (2009). *Introduction to ergonomics* (3rd ed.). Broken Sound Parkway NY: Taylor & Francis Group.
- Bron, C. & Dommerholt, J. D. (2012). Etiology of myofascial trigger points. *Curr Pain Headache Rep*, 16(5), 439-444. doi: 10.1007/s11916-012-0289-4
- Brown, S. H. & McGill, S. M. (2009). The intrinsic stiffness of the in vivo lumbar spine in response to quick releases: implications for reflexive requirements. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(5), 727-736. doi: 10.1016/j.jelekin.2008.04.009
- Brown, T. (1828). On irritation of the spinal nerves. *Glasgow Med J*, 1, 131-160.
- Brown, W. J., Bauman, A. E. & Owen, N. (2009). Stand up, sit down, keep moving: turning circles in physical activity research? *Br J Sports Med*, 43(2), 86-88. doi: 10.1136/bjsm.2008.055285
- Brownson, R. C., Boehmer, T. K. & Luke, D. A. (2005). Declining rates of physical activity in the United States: what are the contributors? *Annu Rev Public Health*, 26, 421-443. doi: 10.1146/annurev.publhealth.26.021304.144437
- Cagnie, B., Dewitte, V., Coppieters, I., Van Oosterwijck, J., Cools, A. & Danneels, L. (2013). Effect of ischemic compression on trigger points in the neck and shoulder muscles in office workers: a cohort study. *J Manipulative Physiol Ther*, 36(8), 482-489. doi: 10.1016/j.jmpt.2013.07.001
- Callaghan, J. P. & Dunk, N. M. (2002). Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(5), 353-360.
- Callaghan, J. P. & McGill, S. M. (2001). Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. *Ergonomics*, 44(3), 280-294. doi: 10.1080/001401301118276
- Calvo-Munoz, I., Gomez-Conesa, A. & Sanchez-Meca, J. (2013). Prevalence of low back pain in children and adolescents: a meta-analysis. *BMC Pediatr*, 13, 14. doi: 10.1186/1471-2431-13-14
- Carey, T. S., Evans, A. T., Hadler, N. M., Lieberman, G., Kalsbeek, W. D., Jackman, A. M., . . . McNutt, R. A. (1996). Acute severe low back pain. A population-based study of prevalence and care-seeking. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(3), 339-344.

- Chastin, S. F., Culhane, B. & Dall, P. M. (2014). Comparison of self-reported measure of sitting time (IPAQ) with objective measurement (activPAL). *Physiol Meas*, 35(11), 2319-2328. doi: 10.1088/0967-3334/35/11/2319
- Chau, J. Y., Grunseit, A. C., Chey, T., Stamatakis, E., Brown, W. J., Matthews, C. E., . . . van der Ploeg, H. P. (2013). Daily sitting time and all-cause mortality: a meta-analysis. *PLoS One*, 8(11), e80000. doi: 10.1371/journal.pone.0080000
- Chau, J. Y., van der Ploeg, H. P., Merom, D., Chey, T. & Bauman, A. E. (2012). Cross-sectional associations between occupational and leisure-time sitting, physical activity and obesity in working adults. *Prev Med*, 54(3-4), 195-200. doi: 10.1016/j.ypmed.2011.12.020
- Cho, C. Y., Hwang, Y. S. & Cherng, R. J. (2012). Musculoskeletal symptoms and associated risk factors among office workers with high workload computer use. *J Manipulative Physiol Ther*, 35(7), 534-540. doi: 10.1016/j.jmpt.2012.07.004
- Cholewicki, J. & McGill, S. M. (1992). Lumbar posterior ligament involvement during extremely heavy lifts estimated from fluoroscopic measurements. *J Biomech*, 25(1), 17-28.
- 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 (Phila Pa 1976)*, 30(23), 2614-2620.
- Choobineh, A. R., Daneshmandi, H., Aghabeigi, M. & Haghayegh, A. (2013). Prevalence of musculoskeletal symptoms among employees of Iranian petrochemical industries: October 2009 to December 2012. *Int J Occup Environ Med*, 4(4), 195-204.
- Claus, A., Hides, J., Moseley, G. L. & Hodges, P. (2008). Sitting versus standing: does the intradiscal pressure cause disc degeneration or low back pain? *J Electromyogr Kinesiol*, 18(4), 550-558. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.10.011
- Claus, A. P., Hides, J. A., Moseley, G. L. & Hodges, P. W. (2009). Different ways to balance the spine: subtle changes in sagittal spinal curves affect regional muscle activity. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(6), E208-214. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181908ead
- Clemes, S. A., Patel, R., Mahon, C. & Griffiths, P. L. (2014). Sitting time and step counts in office workers. *Occup Med (Lond)*, 64(3), 188-192. doi: 10.1093/occmed/kqt164
- Colloca, C. J. & Hinrichs, R. N. (2005). The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of

- literature. *J Manipulative Physiol Ther*, 28(8), 623-631. doi: 10.1016/j.jmpt.2005.08.005
- Courville, A., Sbriccoli, P., Zhou, B. H., Solomonow, M., Lu, Y. & Burger, E. L. (2005). Short rest periods after static lumbar flexion are a risk factor for cumulative low back disorder. *J Electromyogr Kinesiol*, 15(1), 37-52. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.06.005
- Cypress, B. K. (1983). Characteristics of physician visits for back symptoms: a national perspective. *Am J Public Health*, 73(4), 389-395.
- 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
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P., Burnett, A. & Straker, L. (2006a). Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(17), 2017-2023. doi: 10.1097/01.brs.0000228728.11076.82
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P., Burnett, A. & Straker, L. (2006b). Differences in sitting postures are associated with nonspecific chronic low back pain disorders when patients are subclassified. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(6), 698-704. doi: 10.1097/01.brs.0000202532.76925.d2
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P., Burnett, A., Straker, L., Davey, P. & Gupta, R. (2009). Discriminating healthy controls and two clinical subgroups of nonspecific chronic low back pain patients using trunk muscle activation and lumbosacral kinematics of postures and movements: a statistical classification model. *Spine (Phila Pa 1976)*, 34(15), 1610-1618. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181aa6175
- De Wolf, S., Slijper, H. & Latash, M. L. (1998). Anticipatory postural adjustments during self-paced and reaction-time movements. *Exp Brain Res*, 121(1), 7-19.
- DePalma, M. J., Ketchum, J. M. & Saullo, T. (2011). What is the source of chronic low back pain and does age play a role? *Pain Med*, 12(2), 224-233. doi: 10.1111/j.1526-4637.2010.01045.x
- Deyo, R. A. (2002). Diagnostic evaluation of LBP: reaching a specific diagnosis is often impossible. *Arch Intern Med*, 162(13), 1444-1447; discussion 1447-1448.
- Dionne, C. E., Dunn, K. M. & Croft, P. R. (2006). Does back pain prevalence really decrease with increasing age? A systematic review. *Age Ageing*, 35(3), 229-234. doi: 10.1093/ageing/afj055

- Dolan, K. J. & Green, A. (2006). Lumbar spine reposition sense: the effect of a 'slouched' posture. *Man Ther*, 11(3), 202-207. doi: 10.1016/j.math.2006.03.003
- Dolan, P., Mannion, A. F. & Adams, M. A. (1994). Passive tissues help the back muscles to generate extensor moments during lifting. *J Biomech*, 27(8), 1077-1085.
- Dreischarf, M., Bergmann, G., Wilke, H. J. & Rohlmann, A. (2010). Different arm positions and the shape of the thoracic spine can explain contradictory results in the literature about spinal loads for sitting and standing. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(22), 2015-2021. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181d55d52
- Dunk, N. M. & Callaghan, J. P. (2005). Gender-based differences in postural responses to seated exposures. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(10), 1101-1110. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.07.004
- Dunk, N. M. & Callaghan, J. P. (2010). Lumbar spine movement patterns during prolonged sitting differentiate low back pain developers from matched asymptomatic controls. *Work*, 35(1), 3-14. doi: 10.3233/wor-2010-0953
- Dunk, N. M., Kedgley, A. E., Jenkyn, T. R. & Callaghan, J. P. (2009). Evidence of a pelvis-driven flexion pattern: are the joints of the lower lumbar spine fully flexed in seated postures? *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(2), 164-168. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.12.003
- Dunn, K. M., Hestbaek, L. & Cassidy, J. D. (2013). Low back pain across the life course. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 27(5), 591-600. doi: 10.1016/j.berh.2013.09.007
- Dunstan, D. W., Howard, B., Healy, G. N. & Owen, N. (2012). Too much sitting--a health hazard. *Diabetes Res Clin Pract*, 97(3), 368-376. doi: 10.1016/j.diabres.2012.05.020
- Dutta, N., Koeppe, G. A., Stovitz, S. D., Levine, J. A. & Pereira, M. A. (2014). Using sit-stand workstations to decrease sedentary time in office workers: a randomized crossover trial. *Int J Environ Res Public Health*, 11(7), 6653-6665. doi: 10.3390/ijerph110706653
- Dvorak, J., Panjabi, M. M., Novotny, J. E., Chang, D. G. & Grob, D. (1991). Clinical validation of functional flexion-extension roentgenograms of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 16(8), 943-950.
- Edwards, J. (2005). The importance of postural habits in perpetuating myofascial trigger point pain. *Acupunct Med*, 23(2), 77-82.
- Edwardson, C. L., Gorely, T., Davies, M. J., Gray, L. J., Khunti, K., Wilmot, E. G., . . . Biddle, S. J. (2012). Association of sedentary behaviour with metabolic

- syndrome: a meta-analysis. *PLoS One*, 7(4), e34916. doi: 10.1371/journal.pone.0034916
- Egger, G. J., Vogels, N. & Westerterp, K. R. (2001). Estimating historical changes in physical activity levels. *Med J Aust*, 175(11-12), 635-636.
- Eklund, J. A. & Corlett, E. N. (1984). Shrinkage as a measure of the effect of load on the spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 9(2), 189-194.
- Ekman, M., Jonhagen, S., Hunsche, E. & Jonsson, L. (2005). Burden of illness of chronic low back pain in Sweden: a cross-sectional, retrospective study in primary care setting. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(15), 1777-1785.
- Elias, J. J., Bratton, D. R., Weinstein, D. M. & Cosgarea, A. J. (2006). Comparing two estimations of the quadriceps force distribution for use during patellofemoral simulation. *J Biomech*, 39(5), 865-872. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.01.030
- Elizabeth Eversull, B. S., Solomonow, M., Bing He Zhou, E. E., Baratta, R. V. & Zhu, M. P. (2001). Neuromuscular neutral zones sensitivity to lumbar displacement rate. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(2), 102-113.
- Elliott, A. M., Smith, B. H., Penny, K. I., Smith, W. C. & Chambers, W. A. (1999). The epidemiology of chronic pain in the community. *Lancet*, 354(9186), 1248-1252.
- Endo, K., Suzuki, H., Nishimura, H., Tanaka, H., Shishido, T. & Yamamoto, K. (2012). Sagittal lumbar and pelvic alignment in the standing and sitting positions. *J Orthop Sci*, 17(6), 682-686. doi: 10.1007/s00776-012-0281-1
- Erichsen, J. E. (1866). *On railway and other injuries of the nervous system. Six lectures on certain obscure injuries of the nervous system commonly met with as a result of shock to the body received in collisions in railways.* London: Walton & Maberly.
- Europe, C. (2009). *Biomedicine and Human Rights: The Oviedo Convention and Its Additional Protocols: Council of Europe Pub.*
- Evans, R. E., Fawole, H. O., Sheriff, S. A., Dall, P. M., Grant, P. M. & Ryan, C. G. (2012). Point-of-choice prompts to reduce sitting time at work: a randomized trial. *Am J Prev Med*, 43(3), 293-297. doi: 10.1016/j.amepre.2012.05.010
- Filler, A. G. (2007). Emergence and optimization of upright posture among hominiform hominoids and the evolutionary pathophysiology of back pain. *Neurosurg Focus*, 23(1), E4. doi: 10.3171/foc.2007.23.1.4
- Floyd, W. F. & Silver, P. H. (1955). The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol*, 129(1), 184-203.

- Fogleman, Maxwell & Lewis, R. Jeffrey. (2002). Factors associated with self-reported musculoskeletal discomfort in video display terminal (VDT) users. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 29(6), 311-318. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0169-8141\(01\)00071-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0169-8141(01)00071-3)
- Ford, E. S. & Caspersen, C. J. (2012). Sedentary behaviour and cardiovascular disease: a review of prospective studies. *Int J Epidemiol*, 41(5), 1338-1353. doi: 10.1093/ije/dys078
- Frank, A. (1993). Low back pain. *BMJ*, 306(6882), 901-909.
- Freburger, J. K., Holmes, G. M., Agans, R. P., Jackman, A. M., Darter, J. D., Wallace, A. S., . . . Carey, T. S. (2009). The rising prevalence of chronic low back pain. *Arch Intern Med*, 169(3), 251-258. doi: 10.1001/archinternmed.2008.543
- Frey, J. K. & Tecklin, J. S. (1986). Comparison of lumbar curves when sitting on the Westnofa Balans Multi-Chair, sitting on a conventional chair, and standing. *Phys Ther*, 66(9), 1365-1369.
- Gade, V. K. & Wilson, S. E. (2007). Position sense in the lumbar spine with torso flexion and loading. *J Appl Biomech*, 23(2), 93-102.
- Gajdosik, R. L., Hatcher, C. K. & Whitsell, S. (1992). Influence of short hamstring muscles on the pelvis and lumbar spine in standing and during the toe-touch test. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 7(1), 38-42. doi: 10.1016/0268-0033(92)90006-p
- Gerwin, R. D. (2005). A review of myofascial pain and fibromyalgia--factors that promote their persistence. *Acupunct Med*, 23(3), 121-134.
- Gifford, L. S. (1987). Circadian variation in human flexibility and grip strength. *Aust J Physiother*, 33(1), 3-9. doi: 10.1016/s0004-9514(14)60579-1
- Gillespie, K. A. & Dickey, J. P. (2004). Biomechanical role of lumbar spine ligaments in flexion and extension: determination using a parallel linkage robot and a porcine model. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(11), 1208-1216.
- Gissel, H. & Clausen, T. (2001). Excitation-induced Ca²⁺ influx and skeletal muscle cell damage. *Acta Physiol Scand*, 171(3), 327-334. doi: 10.1046/j.1365-201x.2001.00835.x
- Goel, V. K., Fromknecht, S. J., Nishiyama, K., Weinstein, J. & Liu, Y. K. (1985). The role of lumbar spinal elements in flexion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10(6), 516-523.
- Goncalves, M. A. & Arezes, P. M. (2012). Postural assessment of school children: an input for the design of furniture. *Work*, 41 Suppl 1, 876-880. doi: 10.3233/wor-2012-0257-876

- Gorman, E., Ashe, M. C., Dunstan, D. W., Hanson, H. M., Madden, K., Winkler, E. A., . . . Healy, G. N. (2013). Does an 'activity-permissive' workplace change office workers' sitting and activity time? *PLoS One*, 8(10), e76723. doi: 10.1371/journal.pone.0076723
- Granata, K. P., Rogers, E. & Moorhouse, K. (2005). Effects of static flexion-relaxation on paraspinal reflex behavior. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(1), 16-24. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.09.001
- Gregory, D. E., Dunk, N. M. & Callaghan, J. P. (2006). Stability ball versus office chair: comparison of muscle activation and lumbar spine posture during prolonged sitting. *Hum Factors*, 48(1), 142-153.
- Grossschadl, F., Freidl, W., Rasky, E., Burkert, N., Muckenhuber, J. & Stronegger, W. J. (2014). A 35-year trend analysis for back pain in Austria: the role of obesity. *PLoS One*, 9(9), e107436. doi: 10.1371/journal.pone.0107436
- Grunhagen, T., Wilde, G., Soukane, D. M., Shirazi-Adl, S. A. & Urban, J. P. (2006). Nutrient supply and intervertebral disc metabolism. *J Bone Joint Surg Am*, 88 Suppl 2, 30-35. doi: 10.2106/jbjs.e.01290
- Gunning, J. L., Callaghan, J. P. & McGill, S. M. (2001). Spinal posture and prior loading history modulate compressive strength and type of failure in the spine: a biomechanical study using a porcine cervical spine model. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(6), 471-480.
- Gupta, N., Christiansen, C. S., Hallman, D. M., Korshoj, M., Carneiro, I. G. & Holtermann, A. (2015). Is Objectively Measured Sitting Time Associated with Low Back Pain? A Cross-Sectional Investigation in the NOMAD study. *PLoS One*, 10(3), e0121159. doi: 10.1371/journal.pone.0121159
- Hagg, G. M. & Astrom, A. (1997). Load pattern and pressure pain threshold in the upper trapezius muscle and psychosocial factors in medical secretaries with and without shoulder/neck disorders. *Int Arch Occup Environ Health*, 69(6), 423-432.
- Hagstromer, M., Oja, P. & Sjostrom, M. (2007). Physical activity and inactivity in an adult population assessed by accelerometry. *Med Sci Sports Exerc*, 39(9), 1502-1508. doi: 10.1249/mss.0b013e3180a76de5
- Hamilton, M. T., Healy, G. N., Dunstan, D. W., Zderic, T. W. & Owen, N. (2008). Too Little Exercise and Too Much Sitting: Inactivity Physiology and the Need for New Recommendations on Sedentary Behavior. *Curr Cardiovasc Risk Rep*, 2(4), 292-298. doi: 10.1007/s12170-008-0054-8
- Hammer, N., Steinke, H., Lingslebe, U., Bechmann, I., Josten, C., Slowik, V. & Bohme, J. (2013). Ligamentous influence in pelvic load distribution. *Spine J*. doi: 10.1016/j.spinee.2013.03.050

- Hammill, R. R., Beazell, J. R. & Hart, J. M. (2008). Neuromuscular consequences of low back pain and core dysfunction. *Clin Sports Med*, 27(3), 449-462, ix. doi: 10.1016/j.csm.2008.02.005
- Handa, T., Ishihara, H., Ohshima, H., Osada, R., Tsuji, H. & Obata, K. (1997). Effects of hydrostatic pressure on matrix synthesis and matrix metalloproteinase production in the human lumbar intervertebral disc. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(10), 1085-1091.
- Hart, L. G., Deyo, R. A. & Cherkin, D. C. (1995). Physician office visits for low back pain. Frequency, clinical evaluation, and treatment patterns from a U.S. national survey. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(1), 11-19.
- Hartvigsen, J., Leboeuf-Yde, C., Lings, S. & Corder, E. H. (2000). Is sitting-while-at-work associated with low back pain? A systematic, critical literature review. *Scand J Public Health*, 28(3), 230-239.
- Hashemi, L., Webster, B. S. & Clancy, E. A. (1998). Trends in disability duration and cost of workers' compensation low back pain claims (1988-1996). *J Occup Environ Med*, 40(12), 1110-1119.
- Healy, G. N., Dunstan, D. W., Salmon, J., Cerin, E., Shaw, J. E., Zimmet, P. Z. & Owen, N. (2007). Objectively measured light-intensity physical activity is independently associated with 2-h plasma glucose. *Diabetes Care*, 30(6), 1384-1389. doi: 10.2337/dc07-0114
- Hedman, T. P. & Fernie, G. R. (1997). Mechanical response of the lumbar spine to seated postural loads. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(7), 734-743.
- Hemmila, H. M. (2002). Quality of life and cost of care of back pain patients in Finnish general practice. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(6), 647-653.
- 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. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 26(3), 250-256. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.09.019
- 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. *J Biomech*, 46(14), 2554-2557. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.07.021
- Hodges, P. W. (2001). Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res*, 141(2), 261-266. doi: 10.1007/s002210100873

- Hodges, P. W. & Moseley, G. L. (2003). Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(4), 361-370.
- 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. doi: 10.1007/s00221-003-1457-x
- Hodges, P. W. & Richardson, C. A. (1999). Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch Phys Med Rehabil*, 80(9), 1005-1012.
- 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. *Man Ther*, 17(2), 157-163. doi: 10.1016/j.math.2011.12.007
- Hofmann, F., Stossel, U., Michaelis, M., Nubling, M. & Siegel, A. (2002). Low back pain and lumbago-sciatica in nurses and a reference group of clerks: results of a comparative prevalence study in Germany. *Int Arch Occup Environ Health*, 75(7), 484-490. doi: 10.1007/s00420-002-0332-6
- Holtzman, G., Harris-Hayes, M., Hoffman, S. L., Zou, D., Edgeworth, R. A. & Van Dillen, L. R. (2012). Clinical examination procedures to determine the effect of axial decompression on low back pain symptoms in people with chronic low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 42(2), 105-113. doi: 10.2519/jospt.2012.3724
- Howarth, S. J., Glisic, D., Lee, J. G. & Beach, T. A. (2013). Does prolonged seated deskwork alter the lumbar flexion relaxation phenomenon? *J Electromyogr Kinesiol*, 23(3), 587-593. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.01.004
- Hoy, D., Bain, C., Williams, G., March, L., Brooks, P., Blyth, F., . . . Buchbinder, R. (2012). A systematic review of the global prevalence of low back pain. *Arthritis Rheum*, 64(6), 2028-2037. doi: 10.1002/art.34347
- Iglesias-Gonzalez, J. J., Munoz-Garcia, M. T., Rodrigues-de-Souza, D. P., Albuquerque-Sendin, F. & Fernandez-de-Las-Penas, C. (2013). Myofascial trigger points, pain, disability, and sleep quality in patients with chronic nonspecific low back pain. *Pain Med*, 14(12), 1964-1970. doi: 10.1111/pme.12224
- Jackson, M., Solomonow, M., Zhou, B., Baratta, R. V. & Harris, M. (2001). Multifidus EMG and tension-relaxation recovery after prolonged static lumbar flexion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(7), 715-723.

- Jacobs, J. V., Henry, S. M. & Nagle, K. J. (2009). People with chronic low back pain exhibit decreased variability in the timing of their anticipatory postural adjustments. *Behav Neurosci*, 123(2), 455-458. doi: 10.1037/a0014479
- Jans, M. P., Proper, K. I. & Hildebrandt, V. H. (2007). Sedentary behavior in Dutch workers: differences between occupations and business sectors. *Am J Prev Med*, 33(6), 450-454. doi: 10.1016/j.amepre.2007.07.033
- Janwantanakul, P., Pensri, P., Jiamjarasrangsi, V. & Sinsongsook, T. (2008). Prevalence of self-reported musculoskeletal symptoms among office workers. *Occup Med (Lond)*, 58(6), 436-438. doi: 10.1093/occmed/kqn072
- Jeffries, L. J., Milanese, S. F. & Grimmer-Somers, K. A. (2007). Epidemiology of adolescent spinal pain: a systematic overview of the research literature. *Spine (Phila Pa 1976)*, 32(23), 2630-2637. doi: 10.1097/BRS.0b013e318158d70b
- Jeys, L., Gibbins, R., Evans, G. & Grimer, R. (2008). Sacral chordoma: a diagnosis not to be sat on? *Int Orthop*, 32(2), 269-272. doi: 10.1007/s00264-006-0296-3
- Johnson, G. . (1881). A lecture on backache and the diagnosis of its various causes, with hints on treatment. *Brit Med J*, 1(222-224).
- Johnson, G. M. & Zhang, M. (2002). Regional differences within the human supraspinous and interspinous ligaments: a sheet plastination study. *Eur Spine J*, 11(4), 382-388. doi: 10.1007/s00586-001-0378-2
- Jonsson, B. (1988). The static load component in muscle work. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 57(3), 305-310.
- Juker, D., McGill, S., Kropf, P. & Steffen, T. (1998). Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of tasks. *Med Sci Sports Exerc*, 30(2), 301-310.
- Kanayama, M., Togawa, D., Takahashi, C., Terai, T. & Hashimoto, T. (2009). Cross-sectional magnetic resonance imaging study of lumbar disc degeneration in 200 healthy individuals. *J Neurosurg Spine*, 11(4), 501-507. doi: 10.3171/2009.5.spine08675
- Kanchanomai, S., Janwantanakul, P., Pensri, P. & Jiamjarasrangsi, W. (2011). A Prospective Study of Incidence and Risk Factors for the Onset and Persistence of Low Back Pain in Thai University Students. *Asia Pac J Public Health*. doi: 10.1177/1010539511427579
- Kandel, E., Schwartz, J. & Jessell, T. (2000). *Principles of neural science* (4 ed.): McGraw-Hill.
- Kastelic, K. & Šarabon, N. (2014). Bolečina v spodnjem delu hrbta pri delu sedé. In N. Šarabon & M. Voglar (Eds.), *Bolečina v spodnjem delu hrbta : struktura,*

funkcija, ergonomija in gibalna terapija. Koper: Univerza na Primorskem, Inštitut Andrej Marušič.

- Katzmarzyk, P. T., Church, T. S., Craig, C. L. & Bouchard, C. (2009). Sitting time and mortality from all causes, cardiovascular disease, and cancer. *Med Sci Sports Exerc*, 41(5), 998-1005. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181930355
- Keegan, J. J. (1953). Alterations of the lumbar curve related to posture and seating. *J Bone Joint Surg Am*, 35-A(3), 589-603.
- Kelsey, J. L. (1975a). An epidemiological study of acute herniated lumbar intervertebral discs. *Rheumatol Rehabil*, 14(3), 144-159.
- Kelsey, J. L. (1975b). An epidemiological study of the relationship between occupations and acute herniated lumbar intervertebral discs. *Int J Epidemiol*, 4(3), 197-205.
- Kelsey, J. L., Githens, P. B., White, A. A., 3rd, Holford, T. R., Walter, S. D., O'Connor, T., . . . Calogero, J. A. (1984). An epidemiologic study of lifting and twisting on the job and risk for acute prolapsed lumbar intervertebral disc. *J Orthop Res*, 2(1), 61-66. doi: 10.1002/jor.1100020110
- Kerr, E. E., Benson, D. & Schrot, R. J. (2011). Coccygectomy for chronic refractory coccygodynia: clinical case series and literature review. *J Neurosurg Spine*, 14(5), 654-663. doi: 10.3171/2010.12.spine10262
- Kim, H. G., Shin, D. A., Kim, H. I., Yoo, E. A., Shin, D. G. & Lee, J. O. (2009). Clinical and radiological findings of discogenic low back pain confirmed by automated pressure-controlled discography. *J Korean Neurosurg Soc*, 46(4), 333-339. doi: 10.3340/jkns.2009.46.4.333
- Kingma, I., van Dieen, 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. *Magn Reson Med*, 44(4), 650-654.
- Kirk, Megan A. & Rhodes, Ryan E. (2011). Occupation Correlates of Adults' Participation in Leisure-Time Physical Activity: A Systematic Review. *American Journal of Preventive Medicine*, 40(4), 476-485. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.amepre.2010.12.015>
- 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. doi: 10.1093/occmed/kqr092
- Lagersted-Olsen, J., Korshoj, M., Skotte, J., Carneiro, I. G., Sogaard, K. & Holtermann, A. (2014). Comparison of objectively measured and self-reported time spent sitting. *Int J Sports Med*, 35(6), 534-540. doi: 10.1055/s-0033-1358467

- Larsson, L. G., Mudholkar, G. S., Baum, J. & Srivastava, D. K. (1995). Benefits and liabilities of hypermobility in the back pain disorders of industrial workers. *J Intern Med*, 238(5), 461-467.
- Leboeuf-Yde, C. (2000). Body weight and low back pain. A systematic literature review of 56 journal articles reporting on 65 epidemiologic studies. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(2), 226-237.
- Leboeuf-Yde, C. & Kyvik, K. O. (1998). At what age does low back pain become a common problem? A study of 29,424 individuals aged 12-41 years. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(2), 228-234.
- Lee, P., Helewa, A., Goldsmith, C. H., Smythe, H. A. & Stitt, L. W. (2001). Low back pain: prevalence and risk factors in an industrial setting. *J Rheumatol*, 28(2), 346-351.
- Lehman, G. J., Story, S. & Mabee, R. (2005). Influence of static lumbar flexion on the trunk muscles' response to sudden arm movements. *Chiropr Osteopat*, 13, 23. doi: 10.1186/1746-1340-13-23
- Li, Guangyan & Haslegrave, Christine M. (1999). Seated work postures for manual, visual and combined tasks. *Ergonomics*, 42(8), 1060-1086. doi: 10.1080/001401399185144
- Liira, J. P., Shannon, H. S., Chambers, L. W. & Haines, T. A. (1996). Long-term back problems and physical work exposures in the 1990 Ontario Health Survey. *Am J Public Health*, 86(3), 382-387.
- Link, C. S., Nicholson, G. G., Shaddeau, S. A., Birch, R. & Gossman, M. R. (1990). Lumbar curvature in standing and sitting in two types of chairs: relationship of hamstring and hip flexor muscle length. *Phys Ther*, 70(10), 611-618.
- Linton, S. J. & van Tulder, M. W. (2001). Preventive interventions for back and neck pain problems: what is the evidence? *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(7), 778-787.
- Lis, A. M., Black, K. M., Korn, H. & Nordin, M. (2007). Association between sitting and occupational LBP. *Eur Spine J*, 16(2), 283-298. doi: 10.1007/s00586-006-0143-7
- Liu, Y. & Palmer, J. L. (2012). Iliacus tender points in young adults: a pilot study. *J Am Osteopath Assoc*, 112(5), 285-289.
- Loghmani, A., Golshiri, P., Zamani, A., Kheirmand, M. & Jafari, N. (2013). Musculoskeletal symptoms and job satisfaction among office-workers: a cross-sectional study from Iran. *Acta Med Acad*, 42(1), 46-54. doi: 10.5644/ama2006-124.70

- Lotz, J. C. & Chin, J. R. (2000). Intervertebral disc cell death is dependent on the magnitude and duration of spinal loading. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(12), 1477-1483.
- Lotz, J. C., Colliou, O. K., Chin, J. R., Duncan, N. A. & Liebenberg, E. (1998). Compression-induced degeneration of the intervertebral disc: an in vivo mouse model and finite-element study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(23), 2493-2506.
- Lourenco, S., Araujo, F., Severo, M., Cunha Miranda, L., Carnide, F. & Lucas, R. (2015). Patterns of biomechanical demands are associated with musculoskeletal pain in the beginning of professional life: a population-based study. *Scand J Work Environ Health*, 41(3), 234-246. doi: 10.5271/sjweh.3493
- Louw, Q. A., Morris, L. D. & Grimmer-Somers, K. (2007). The prevalence of low back pain in Africa: a systematic review. *BMC Musculoskelet Disord*, 8, 105. doi: 10.1186/1471-2474-8-105
- Luo, X., Pietrobon, R., Sun, S. X., Liu, G. G. & Hey, L. (2004). Estimates and patterns of direct health care expenditures among individuals with back pain in the United States. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(1), 79-86. doi: 10.1097/01.brs.0000105527.13866.0f
- Lutz, G. K., Butzlaff, M. & Schultz-Venrath, U. (2003). Looking back on back pain: trial and error of diagnoses in the 20th century. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(16), 1899-1905. doi: 10.1097/01.brs.0000083365.41261.cf
- Lynch, B. M. (2010). Sedentary behavior and cancer: a systematic review of the literature and proposed biological mechanisms. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev*, 19(11), 2691-2709. doi: 10.1158/1055-9965.epi-10-0815
- 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. doi: 10.1016/j.pain.2008.12.002
- Macfarlane, G. J., Thomas, E., Papageorgiou, A. C., Croft, P. R., Jayson, M. I. & Silman, A. J. (1997). Employment and physical work activities as predictors of future low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(10), 1143-1149.
- MacLeod, D. (1999). *The Office Ergonomics Toll Kit With Training Disc*. Boca Raton: Lewis Publishers.
- Magora, A. (1972). Investigation of the relation between low back pain and occupation. 3. Physical requirements: sitting, standing and weight lifting. *IMS Ind Med Surg*, 41(12), 5-9.

- Maigne, J. Y., Lapeyre, E., Morvan, G. & Chatellier, G. (2003). Pain immediately upon sitting down and relieved by standing up is often associated with radiologic lumbar instability or marked anterior loss of disc space. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(12), 1327-1334. doi: 10.1097/01.brs.0000065569.76853.e9
- Mak, J. N., Hu, Y., Cheng, A. C., Kwok, H. Y., Chen, Y. H. & Luk, K. D. (2010). Flexion-relaxation ratio in sitting: application in low back pain rehabilitation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(16), 1532-1538. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181ba021e
- Makhsous, M., Lin, F., Hendrix, R. W., Hepler, M. & Zhang, L. Q. (2003). Sitting with adjustable ischial and back supports: biomechanical changes. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(11), 1113-1121; discussion 1121-1112. doi: 10.1097/01.brs.0000068243.63203.a8
- Maniadakis, N. & Gray, A. (2000). The economic burden of back pain in the UK. *Pain*, 84(1), 95-103.
- Mansoubi, M., Pearson, N., Biddle, S. J. & Cledes, S. (2014). The relationship between sedentary behaviour and physical activity in adults: A systematic review. *Prev Med*, 69C, 28-35. doi: 10.1016/j.ypmed.2014.08.028
- Marras, W. S. (2008). *The working back: A system view*. New York: Wiley.
- Matthews, C. E., Chen, K. Y., Freedson, P. S., Buchowski, M. S., Beech, B. M., Pate, R. R. & Troiano, R. P. (2008). Amount of time spent in sedentary behaviors in the United States, 2003-2004. *Am J Epidemiol*, 167(7), 875-881. doi: 10.1093/aje/kwm390
- Matthews, C. E., George, S. M., Moore, S. C., Bowles, H. R., Blair, A., Park, Y., . . . Schatzkin, A. (2012). Amount of time spent in sedentary behaviors and cause-specific mortality in US adults. *Am J Clin Nutr*, 95(2), 437-445. doi: 10.3945/ajcn.111.019620
- McCrary, S. K. & Levine, J. A. (2009). Sedentariness at work: how much do we really sit? *Obesity (Silver Spring)*, 17(11), 2103-2105. doi: 10.1038/oby.2009.117
- McGill, S. (2007). *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation*. Champaign: Human Kinetics.
- McGill, S., Grenier, S., Bluhm, M., Preuss, R., Brown, S. & Russell, C. (2003). Previous history of LBP with work loss is related to lingering deficits in biomechanical, physiological, personal, psychosocial and motor control characteristics. *Ergonomics*, 46(7), 731-746. doi: 10.1080/0014013031000090134

- McGill, S. M. (1988). Estimation of force and extensor moment contributions of the disc and ligaments at L4-L5. *Spine (Phila Pa 1976)*, 13(12), 1395-1402.
- McGill, S. M. (2004). Linking latest knowledge of injury mechanisms and spine function to the prevention of low back disorders. *J Electromyogr Kinesiol*, 14(1), 43-47. doi: 10.1016/j.jelekin.2003.09.012
- McGill, S. M. & Brown, S. (1992). Creep response of the lumbar spine to prolonged full flexion. *Clinical Biomechanics*, 7(1), 43-46. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/0268-0033\(92\)90007-Q](http://dx.doi.org/10.1016/0268-0033(92)90007-Q)
- McGill, S. M., Hughson, R. L. & Parks, K. (2000). Lumbar erector spinae oxygenation during prolonged contractions: implications for prolonged work. *Ergonomics*, 43(4), 486-493. doi: 10.1080/001401300184369
- McMillan, D. W., Garbutt, G. & Adams, M. A. (1996). Effect of sustained loading on the water content of intervertebral discs: implications for disc metabolism. *Ann Rheum Dis*, 55(12), 880-887.
- McNally, D. S., Adams, M. A. & Goodship, A. E. (1993). Can intervertebral disc prolapse be predicted by disc mechanics? *Spine (Phila Pa 1976)*, 18(11), 1525-1530.
- Mense, S. & Gerwin, R. D. (2010). *Muscle pain: diagnosis and treatment* (S. Mense & R. D. Gerwin Eds.). Heidelberg: Springer.
- Messing, K., Stock, S., Cote, J. & Tissot, F. (2015). Is sitting worse than static standing? How a gender analysis can move us toward understanding determinants and effects of occupational standing and walking. *J Occup Environ Hyg*, 12(3), D11-17. doi: 10.1080/15459624.2014.987388
- Mihata, T., Gates, J., McGarry, M. H., Lee, J., Kinoshita, M. & Lee, T. Q. (2009). Effect of rotator cuff muscle imbalance on forceful internal impingement and peel-back of the superior labrum: a cadaveric study. *Am J Sports Med*, 37(11), 2222-2227. doi: 10.1177/0363546509337450
- Minghelli, B., Oliveira, R. & Nunes, C. (2014). Non-specific low back pain in adolescents from the south of Portugal: prevalence and associated factors. *J Orthop Sci*, 19(6), 883-892. doi: 10.1007/s00776-014-0626-z
- Miura, T., Yamanaka, M., Ukishiro, K., Tohyama, H., Saito, H., Samukawa, M., . . . Takeda, N. (2014). Individuals with chronic low back pain do not modulate the level of transversus abdominis muscle contraction across different postures. *Man Ther*, 19(6), 534-540. doi: 10.1016/j.math.2014.05.010
- Mork, P. J. & Westgaard, R. H. (2006). Low-amplitude trapezius activity in work and leisure and the relation to shoulder and neck pain. *J Appl Physiol (1985)*, 100(4), 1142-1149. doi: 10.1152/jappphysiol.01111.2005

- Mork, P. J. & Westgaard, R. H. (2009). Back posture and low back muscle activity in female computer workers: a field study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24(2), 169-175. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.11.001
- Morl, F. & Bradl, I. (2013). Lumbar posture and muscular activity while sitting during office work. *J Electromyogr Kinesiol*, 23(2), 362-368. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.10.002
- Moseley, G. L., Nicholas, M. K. & Hodges, P. W. (2004). Does anticipation of back pain predispose to back trouble? *Brain*, 127(Pt 10), 2339-2347. doi: 10.1093/brain/awh248
- Muller-Gerbl, M., Paul, H.J. & Putz, R. (1988). Analysis of function of iliolumbar ligament by means of strain gauges. *J. Biomech.*, 21(10), 868.
- Muslim, K., Bazgari, 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. doi: 10.1016/j.apergo.2012.12.004
- Mwaka, E. S., Munabi, I. G., Buwembo, W., Kukkiriza, J. & Ochieng, J. (2014). Musculoskeletal pain and school bag use: a cross-sectional study among Ugandan pupils. *BMC Res Notes*, 7, 222. doi: 10.1186/1756-0500-7-222
- Myburgh, C., Hartvigsen, J., Aagaard, P. & Holsgaard-Larsen, A. (2012). Skeletal muscle contractility, self-reported pain and tissue sensitivity in females with neck/shoulder pain and upper Trapezius myofascial trigger points- a randomized intervention study. *Chiropr Man Therap*, 20(1), 36. doi: 10.1186/2045-709x-20-36
- Nachemson, A. & Elfstrom, G. (1970). Intravital dynamic pressure measurements in lumbar discs. A study of common movements, maneuvers and exercises. *Scand J Rehabil Med Suppl*, 1, 1-40.
- Nachemson, A. & Morris, J. M. (1964). IN VIVO MEASUREMENTS OF INTRADISCAL PRESSURE. DISCOMETRY, A METHOD FOR THE DETERMINATION OF PRESSURE IN THE LOWER LUMBAR DISCS. *J Bone Joint Surg Am*, 46, 1077-1092.
- Nazari, J., Pope, M. H. & Graveling, R. A. (2015). Feasibility of Magnetic resonance imaging (MRI) in obtaining nucleus pulposus (NP) water content with changing postures. *Magn Reson Imaging*. doi: 10.1016/j.mri.2015.01.006
- Ng, S. W. & Popkin, B. M. (2012). Time use and physical activity: a shift away from movement across the globe. *Obes Rev*, 13(8), 659-680. doi: 10.1111/j.1467-789X.2011.00982.x

- Noh, K. H., Oh, J. S. & Yoo, W. G. (2015). Comparison of lumbar repositioning error according to different lumbar angles in a flexion pattern (FP) subgroup of patients with non-specific chronic low back pain. *J Phys Ther Sci*, 27(1), 293-294. doi: 10.1589/jpts.27.293
- Norton, B. J., Sahrman, S. A. & Van Dillen, F. L. (2004). Differences in measurements of lumbar curvature related to gender and low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 34(9), 524-534. doi: 10.2519/jospt.2004.34.9.524
- Nourbakhsh, M. R., Moussavi, S. J. & Salavati, M. (2001). Effects of lifestyle and work-related physical activity on the degree of lumbar lordosis and chronic low back pain in a Middle East population. *J Spinal Disord*, 14(4), 283-292.
- O'Keeffe, M., Dankaerts, W., O'Sullivan, P., O'Sullivan, L. & O'Sullivan, K. (2013). Specific flexion-related low back pain and sitting: comparison of seated discomfort on two different chairs. *Ergonomics*, 56(4), 650-658. doi: 10.1080/00140139.2012.762462
- O'Sullivan, K., O'Dea, P., Dankaerts, W., O'Sullivan, P., Clifford, A. & O'Sullivan, L. (2010). Neutral lumbar spine sitting posture in pain-free subjects. *Man Ther*, 15(6), 557-561. doi: 10.1016/j.math.2010.06.005
- O'Sullivan, K., Verschueren, S., Van Hoof, W., Ertanir, F., Martens, L. & Dankaerts, W. (2013). Lumbar repositioning error in sitting: Healthy controls versus people with sitting-related non-specific chronic low back pain (flexion pattern). *Man Ther*. doi: 10.1016/j.math.2013.05.005
- O'Sullivan, P. (2005). Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man Ther*, 10(4), 242-255. doi: 10.1016/j.math.2005.07.001
- O'Sullivan, P. B. (2000). Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther*, 5(1), 2-12. doi: 10.1054/math.1999.0213
- O'Sullivan, P. B., Burnett, A., Floyd, A. N., Gadsdon, K., Logiudice, J., Miller, D. & Quirke, H. (2003). Lumbar repositioning deficit in a specific low back pain population. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(10), 1074-1079. doi: 10.1097/01.brs.0000061990.56113.6f
- O'Sullivan, P. B., Dankaerts, W., Burnett, A., Chen, D., Booth, R., Carlsen, C. & Schultz, A. (2006). Evaluation of the flexion relaxation phenomenon of the trunk muscles in sitting. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(17), 2009-2016. doi: 10.1097/01.brs.0000228845.27561.e0
- O'Sullivan, P. B., Dankaerts, W., Burnett, A. F., Farrell, G. T., Jefford, E., Naylor, C. S. & O'Sullivan, K. J. (2006). Effect of different upright sitting postures on

- spinal-pelvic curvature and trunk muscle activation in a pain-free population. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(19), E707-712. doi: 10.1097/01.brs.0000234735.98075.50
- O'Sullivan, P. B., Grahamslaw, K. M., Kendell, M., Lapenskie, S. C., Moller, N. E. & Richards, K. V. (2002). The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine (Phila Pa 1976)*, 27(11), 1238-1244.
- O'Sullivan, P. B., 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. *Man Ther*, 11(4), 264-271. doi: 10.1016/j.math.2005.04.004
- O'Sullivan, P., Dankaerts, W., Burnett, A., Straker, L., Bargon, G., Moloney, N., . . . Tsang, S. (2006). Lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity during sitting on stable and unstable surfaces. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(1), 19-25. doi: 10.2519/jospt.2006.36.1.19
- Oatis, C.A. (2009). *Kinesiology: the mechanics & pathomechanics of human movement* (2 ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Oha, K., Animagi, L., Paasuke, M., Coggon, D. & Merisalu, E. (2014). Individual and work-related risk factors for musculoskeletal pain: a cross-sectional study among Estonian computer users. *BMC Musculoskelet Disord*, 15, 181. doi: 10.1186/1471-2474-15-181
- Olson, M. W., Li, L. & Solomonow, M. (2004). Flexion-relaxation response to cyclic lumbar flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(8), 769-776. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.05.007
- Omokhodion, F. O. & Sanya, A. O. (2003). Risk factors for low back pain among office workers in Ibadan, Southwest Nigeria. *Occup Med (Lond)*, 53(4), 287-289.
- Page, P., Frank, C. & Lardner, R. (2010). *Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach*. Champaign: Human Kinetics.
- Palmer, K. T., Walsh, K., Bendall, H., Cooper, C. & Coggon, D. (2000). Back pain in Britain: comparison of two prevalence surveys at an interval of 10 years. *BMJ*, 320(7249), 1577-1578.
- Panjabi, M. M. (1992a). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5(4), 383-389; discussion 397.
- Panjabi, M. M. (1992b). The stabilizing system of the spine. Part II. Neutral zone and instability hypothesis. *J Spinal Disord*, 5(4), 390-396; discussion 397.

- Panjabi, M. M. (2006). A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J*, 15(5), 668-676. doi: 10.1007/s00586-005-0925-3
- Panjan, A. (2015). *Metode za avtomatsko obdelavo elektromiografskih signalov mišic človeškega trupa*. Doktorsko delo, Koper: Univerza na Primorskem, Fakulteta za matematiko, naravoslovje in informacijske tehnologije.
- Papadopoulos, E. C. & Khan, S. N. (2004). Piriformis syndrome and low back pain: a new classification and review of the literature. *Orthop Clin North Am*, 35(1), 65-71. doi: 10.1016/s0030-5898(03)00105-6
- Papageorgiou, A. C., Croft, P. R., Ferry, S., Jayson, M. I. & Silman, A. J. (1995). Estimating the prevalence of low back pain in the general population. Evidence from the South Manchester Back Pain Survey. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(17), 1889-1894.
- Pearcy, M., Portek, I. & Shepherd, J. (1984). Three-dimensional x-ray analysis of normal movement in the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 9(3), 294-297.
- Pearcy, M., Portek, I. & Shepherd, J. (1985). The effect of low-back pain on lumbar spinal movements measured by three-dimensional X-ray analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10(2), 150-153.
- Pedisic, Z., Grunseit, A., Ding, D., Chau, J. Y., Banks, E., Stamatakis, E., . . . Bauman, A. E. (2014). High sitting time or obesity: Which came first? Bidirectional association in a longitudinal study of 31,787 Australian adults. *Obesity (Silver Spring)*, 22(10), 2126-2130. doi: 10.1002/oby.20817
- Phimphasak, C., Swangnetr, M., Puntumetakul, R., Chatchawan, U. & Boucaut, R. (2015). Effects of seated lumbar extension postures on spinal height and lumbar range of motion during prolonged sitting. *Ergonomics*, 1-9. doi: 10.1080/00140139.2015.1052570
- Pintar, F. A., Yoganandan, N., Myers, T., Elhagediab, A. & Sances, A., Jr. (1992). Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *J Biomech*, 25(11), 1351-1356.
- Pool-Goudzwaard, A. L., Kleinrensink, G. J., Snijders, C. J., Entius, C. & Stoeckart, R. (2001). The sacroiliac part of the iliolumbar ligament. *J Anat*, 199(Pt 4), 457-463.
- Preuss, R. & Fung, J. (2005). Can acute low back pain result from segmental spinal buckling during sub-maximal activities? A review of the current literature. *Man Ther*, 10(1), 14-20. doi: 10.1016/j.math.2004.08.006

- Pynt, J. (2015). Rethinking design parameters in the search for optimal dynamic seating. *J Bodyw Mov Ther*, 19(2), 291-303. doi: 10.1016/j.jbmt.2014.07.001
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M. & Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(8), 947-954.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K. & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(7), 724-730.
- Reeves, N. P., Narendra, K. S. & Cholewicki, J. (2007). Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(3), 266-274. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.11.011
- Reilly, T., Tyrrell, A. & Troup, J. D. (1984). Circadian variation in human stature. *Chronobiol Int*, 1(2), 121-126.
- Reinecke, S. M., Hazard, R. G., Coleman, K. & Pope, M. H. (1992). A continuous passive lumbar motion device to relieve back pain in prolonged sitting. In S. Kumar (Ed.), *Advances in Industrial Ergonomics and Safety IV* (pp. 971 - 976). London: Taylor & Francis.
- Rhalmi, S., Yahia, L. H., Newman, N. & Isler, M. (1993). Immunohistochemical study of nerves in lumbar spine ligaments. *Spine (Phila Pa 1976)*, 18(2), 264-267.
- Rhodes, R. E., Mark, R. S. & Temmel, C. P. (2012). Adult sedentary behavior: a systematic review. *Am J Prev Med*, 42(3), e3-28. doi: 10.1016/j.amepre.2011.10.020
- Roach, S. M., Juan, J. G., Suprak, D. N., Lyda, M., Bies, A. J. & Boydston, C. R. (2015). Passive hip range of motion is reduced in active subjects with chronic low back pain compared to controls. *Int J Sports Phys Ther*, 10(1), 13-20.
- Robert, T. & Latash, M. L. (2008). Time evolution of the organization of multi-muscle postural responses to sudden changes in the external force applied at the trunk level. *Neurosci Lett*, 438(2), 238-241. doi: 10.1016/j.neulet.2008.04.052
- 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. doi: 10.1016/j.spinee.2009.12.005

- Rogers, E. L. & Granata, K. P. (2006). Disturbed paraspinal reflex following prolonged flexion-relaxation and recovery. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(7), 839-845. doi: 10.1097/01.brs.0000206361.53451.c7
- Rohlmann, A., Zander, T., Graichen, F., Dreischarf, M. & Bergmann, G. (2011). Measured loads on a vertebral body replacement during sitting. *Spine J*, 11(9), 870-875. doi: 10.1016/j.spinee.2011.06.017
- Roosink, M., McFadyen, B. J., Hebert, L. J., Jackson, P. L., Bouyer, L. J. & Mercier, C. (2015). Assessing the Perception of Trunk Movements in Military Personnel with Chronic Non-Specific Low Back Pain Using a Virtual Mirror. *PLoS One*, 10(3), e0120251. doi: 10.1371/journal.pone.0120251
- Rosker, Jernej & Sarabon, Nejc. (2010). Kinaesthesia and Methods for its Assessment: Literature Review *Sport Science Review* (Vol. 19, pp. 165).
- Ryan, Cormac G., Dall, Philippa M., Granat, Malcolm H. & Grant, P. Margaret. (2011). Sitting patterns at work: objective measurement of adherence to current recommendations. *Ergonomics*, 54(6), 531-538. doi: 10.1080/00140139.2011.570458
- Ryde, G. C., Brown, H. E., Gilson, N. D. & Brown, W. (2013). Are We Chained to Our Desks? Describing Desk-Based Sitting Using a Novel Measure of Occupational Sitting. *J Phys Act Health*.
- Sanchez-Zuriaga, D., Adams, M. A. & Dolan, P. (2010). Is activation of the back muscles impaired by creep or muscle fatigue? *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(5), 517-525. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b967ea
- Santaguida, P. L. & McGill, S. M. (1995). The psoas major muscle: a three-dimensional geometric study. *J Biomech*, 28(3), 339-345.
- Sato, K., Kikuchi, S. & Yonezawa, T. (1999). In vivo intradiscal pressure measurement in healthy individuals and in patients with ongoing back problems. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(23), 2468-2474.
- Savage, R. A., Whitehouse, G. H. & Roberts, N. (1997). The relationship between the magnetic resonance imaging appearance of the lumbar spine and low back pain, age and occupation in males. *Eur Spine J*, 6(2), 106-114.
- Sbriccoli, P., Solomonow, M., Zhou, B. H., Baratta, R. V., Lu, Y., Zhu, M. P. & Burger, E. L. (2004). Static load magnitude is a risk factor in the development of cumulative low back disorder. *Muscle Nerve*, 29(2), 300-308. doi: 10.1002/mus.10531
- Sbriccoli, P., Yousuf, K., Kupershtein, I., Solomonow, M., Zhou, B. H., Zhu, M. P. & Lu, Y. (2004). Static load repetition is a risk factor in the development of lumbar cumulative musculoskeletal disorder. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(23), 2643-2653.

- Schenk, P., Laubli, T., Hodler, J. & Klipstein, A. (2006). Magnetic resonance imaging of the lumbar spine: findings in female subjects from administrative and nursing professions. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(23), 2701-2706. doi: 10.1097/01.brs.0000244570.36954.17
- Schilder, A., Hoheisel, U., Magerl, W., Benrath, J., Klein, T. & Treede, R. D. (2014). Sensory findings after stimulation of the thoracolumbar fascia with hypertonic saline suggest its contribution to low back pain. *Pain*, 155(2), 222-231. doi: 10.1016/j.pain.2013.09.025
- Schilling, N., Arnold, D., Wagner, H. & Fischer, M. S. (2005). Evolutionary aspects and muscular properties of the trunk--implications for human low back pain. *Pathophysiology*, 12(4), 233-242. doi: 10.1016/j.pathophys.2005.09.005
- Schinkel-Ivy, A., Nairn, B. C. & Drake, J. D. (2013). Investigation of trunk muscle co-contraction and its association with low back pain development during prolonged sitting. *J Electromyogr Kinesiol*, 23(4), 778-786. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.02.001
- Schinkel-Ivy, A., Nairn, B. C. & Drake, J. D. (2014). Quantification of the lumbar flexion-relaxation phenomenon: comparing outcomes of lumbar erector spinae and superficial lumbar multifidus in standing full trunk flexion and slumped sitting postures. *J Manipulative Physiol Ther*, 37(7), 494-501. doi: 10.1016/j.jmpt.2014.07.003
- Schultz, A., Andersson, G., Ortengren, R., Haderspeck, K. & Nachemson, A. (1982). Loads on the lumbar spine. Validation of a biomechanical analysis by measurements of intradiscal pressures and myoelectric signals. *J Bone Joint Surg Am*, 64(5), 713-720.
- Sedentary Behaviour Research, Network. (2012). Letter to the editor: standardized use of the terms "sedentary" and "sedentary behaviours". *Appl Physiol Nutr Metab*, 37(3), 540-542. doi: 10.1139/h2012-024
- Shah, J. P., Phillips, T. M., Danoff, J. V. & Gerber, L. H. (2005). An in vivo microanalytical technique for measuring the local biochemical milieu of human skeletal muscle. *J Appl Physiol (1985)*, 99(5), 1977-1984. doi: 10.1152/jappphysiol.00419.2005
- Shan, Z., Deng, G., Li, J., Li, Y., Zhang, Y. & Zhao, Q. (2013). Correlational analysis of neck/shoulder pain and low back pain with the use of digital products, physical activity and psychological status among adolescents in Shanghai. *PLoS One*, 8(10), e78109. doi: 10.1371/journal.pone.0078109
- Sharan, D., Parijat, P., Sasidharan, A. P., Ranganathan, R., Mohandoss, M. & Jose, J. (2011). Workstyle risk factors for work related musculoskeletal symptoms

- among computer professionals in India. *J Occup Rehabil*, 21(4), 520-525. doi: 10.1007/s10926-011-9294-4
- Sheeran, L., Sparkes, V., Caterson, B., Busse-Morris, M. & van Deursen, R. (2012). Spinal position sense and trunk muscle activity during sitting and standing in nonspecific chronic low back pain: classification analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 37(8), E486-495. doi: 10.1097/BRS.0b013e31823b00ce
- Shin, G. & Mirka, G. A. (2007). An in vivo assessment of the low back response to prolonged flexion: Interplay between active and passive tissues. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(9), 965-971. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2007.06.003
- Simons, D. (1999). *Myofascial pain and dysfunction. The trigger point manual. Upper half of body.* (2nd ed.). Baltimore: Lippincott, Williams and Wilkins.
- Sjolie, A. N. (2004). Persistence and change in nonspecific low back pain among adolescents: a 3-year prospective study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(21), 2452-2457.
- Skipor, A. F., Miller, J. A., Spencer, D. A. & Schultz, A. B. (1985). Stiffness properties and geometry of lumbar spine posterior elements. *J Biomech*, 18(11), 821-830.
- Skovron, M. L., Szpalski, M., Nordin, M., Melot, C. & Cukier, D. (1994). Sociocultural factors and back pain. A population-based study in Belgian adults. *Spine (Phila Pa 1976)*, 19(2), 129-137.
- Smith, M., Davis, M. A., Stano, M. & Whedon, J. M. (2013). Aging baby boomers and the rising cost of chronic back pain: secular trend analysis of longitudinal Medical Expenditures Panel Survey data for years 2000 to 2007. *J Manipulative Physiol Ther*, 36(1), 2-11. doi: 10.1016/j.jmpt.2012.12.001
- Snijders, C. J., Hermans, P. F. & Kleinrensink, G. J. (2006). Functional aspects of cross-legged sitting with special attention to piriformis muscles and sacroiliac joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(2), 116-121. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.09.002
- Snijders, C. J., Hermans, P. F., Niesing, R., Spoor, C. W. & Stoeckart, R. (2004). The influence of slouching and lumbar support on iliolumbar ligaments, intervertebral discs and sacroiliac joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(4), 323-329. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.01.006
- Snijders, C. J., Slagter, A. H., van Strik, R., Vleeming, A., Stoeckart, R. & Stam, H. J. (1995). Why leg crossing? The influence of common postures on abdominal muscle activity. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(18), 1989-1993.

- Solomonow, M. (2004). Ligaments: a source of work-related musculoskeletal disorders. *J Electromyogr Kinesiol*, 14(1), 49-60. doi: 10.1016/j.jelekin.2003.09.011
- Solomonow, M. (2006). Sensory-motor control of ligaments and associated neuromuscular disorders. *J Electromyogr Kinesiol*, 16(6), 549-567. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.08.004
- Solomonow, M. (2009). Ligaments: a source of musculoskeletal disorders. *J Bodyw Mov Ther*, 13(2), 136-154. doi: 10.1016/j.jbmt.2008.02.001
- Solomonow, M. (2011). Time dependent spine stability: the wise old man and the six blind elephants. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 26(3), 219-228. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010.10.010
- Solomonow, M. (2012). Neuromuscular manifestations of viscoelastic tissue degradation following high and low risk repetitive lumbar flexion. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(2), 155-175. doi: 10.1016/j.jelekin.2011.11.008
- Solomonow, M., Baratta, R. V., Banks, A., Freudenberger, C. & Zhou, B. H. (2003). Flexion-relaxation response to static lumbar flexion in males and females. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(4), 273-279.
- Solomonow, M., Baratta, R. V., Zhou, B. H., Burger, E., Zieske, A. & Gedalia, A. (2003). Muscular dysfunction elicited by creep of lumbar viscoelastic tissue. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(4), 381-396.
- Solomonow, M., Eversull, E., He Zhou, B., Baratta, R. V. & Zhu, M. P. (2001). Neuromuscular neutral zones associated with viscoelastic hysteresis during cyclic lumbar flexion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(14), E314-324.
- Solomonow, M., Hatipkarasulu, S., Zhou, B. H., Baratta, R. V. & Aghazadeh, F. (2003). Biomechanics and electromyography of a common idiopathic low back disorder. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(12), 1235-1248. doi: 10.1097/01.brs.0000065568.47818.b9
- Solomonow, M., Zhou, B. H., Baratta, R. V. & Burger, E. (2003). Biomechanics and electromyography of a cumulative lumbar disorder: response to static flexion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18(10), 890-898.
- Soukane, D. M., Shirazi-Adl, A. & Urban, J. P. (2007). Computation of coupled diffusion of oxygen, glucose and lactic acid in an intervertebral disc. *J Biomech*, 40(12), 2645-2654. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.01.003
- Sparrey, C. J., Bailey, J. F., Safaee, M., Clark, A. J., Lafage, V., Schwab, F., . . . Ames, C. P. (2014). Etiology of lumbar lordosis and its pathophysiology: a review of the evolution of lumbar lordosis, and the mechanics and biology of lumbar degeneration. *Neurosurg Focus*, 36(5), E1. doi: 10.3171/2014.1.focus13551

- Spittaels, H., Van Cauwenberghe, E., Verbestel, V., De Meester, F., Van Dyck, D., Verloigne, M., . . . De Bourdeaudhuij, I. (2012). Objectively measured sedentary time and physical activity time across the lifespan: a cross-sectional study in four age groups. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 9, 149. doi: 10.1186/1479-5868-9-149
- Spyropoulos, P., Papathanasiou, G., Georgoudis, G., Chronopoulos, E., Koutis, H. & Koumoutsou, F. (2007). Prevalence of low back pain in greek public office workers. *Pain Physician*, 10(5), 651-659.
- Steele, J., Bruce-Low, S. & Smith, D. (2014). A reappraisal of the deconditioning hypothesis in low back pain: review of evidence from a triumvirate of research methods on specific lumbar extensor deconditioning. *Curr Med Res Opin*, 30(5), 865-911. doi: 10.1185/03007995.2013.875465
- Steele, J., Bruce-Low, S., Smith, D., Jessop, D. & Osborne, N. (2013). A randomized controlled trial of limited range of motion lumbar extension exercise in chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 38(15), 1245-1252. doi: 10.1097/BRS.0b013e318291b526
- Stokes, I. A., Fox, J. R. & Henry, S. M. (2006). Trunk muscular activation patterns and responses to transient force perturbation in persons with self-reported low back pain. *Eur Spine J*, 15(5), 658-667. doi: 10.1007/s00586-005-0893-7
- Strang, A. J., & Berg, W. P. (2007). Fatigue-induced adaptive changes of anticipatory postural adjustments. *Exp Brain Res*, 178(1), 49-61. doi: 10.1007/s00221-006-0710-5
- Sugiura, S., Aoki, Y., Toyooka, T., Shiga, T., Otsuki, K., Aikawa, E., . . . Nishikawa, S. (2015). Characteristics of low back pain in adolescent patients with early-stage spondylolysis evaluated using a detailed visual analogue scale. *Spine (Phila Pa 1976)*, 40(1), E29-34. doi: 10.1097/brs.0000000000000657
- Sullivan, K. J. (2007). Back pain when sitting: should everybody just sit up straight? *J R Soc Promot Health*, 127(4), 164-166.
- Swanepoel, M. W., Adams, L. M. & Smeathers, J. E. (1995). Human lumbar apophyseal joint damage and intervertebral disc degeneration. *Ann Rheum Dis*, 54(3), 182-188.
- Šarabon, N., Košak, R., Fajon, M. & Drakslar, J. . (2005). Nepravilnosti telesne držbe – mehanizmi nastanka in predlogi za korektivno vadbo. *Šport*, 35(1), 35-41.
- Thorp, A. A., Healy, G. N., Owen, N., Salmon, J., Ball, K., Shaw, J. E., . . . Dunstan, D. W. (2010). Deleterious associations of sitting time and television viewing time with cardiometabolic risk biomarkers: Australian Diabetes, Obesity and

- Lifestyle (AusDiab) study 2004-2005. *Diabetes Care*, 33(2), 327-334. doi: 10.2337/dc09-0493
- Thorp, A. A., Healy, G. N., Winkler, E., Clark, B. K., Gardiner, P. A., Owen, N. & Dunstan, D. W. (2012). Prolonged sedentary time and physical activity in workplace and non-work contexts: a cross-sectional study of office, customer service and call centre employees. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 9, 128. doi: 10.1186/1479-5868-9-128
- Tissot, F., Messing, K. & Stock, S. (2009). Studying the relationship between low back pain and working postures among those who stand and those who sit most of the working day. *Ergonomics*, 52(11), 1402-1418. doi: 10.1080/00140130903141204
- Tudor-Locke, C., Brashear, M. M., Johnson, W. D. & Katzmarzyk, P. T. (2010). Accelerometer profiles of physical activity and inactivity in normal weight, overweight, and obese U.S. men and women. *Int J Behav Nutr Phys Act*, 7, 60. doi: 10.1186/1479-5868-7-60
- Urban, J. P., Smith, S. & Fairbank, J. C. (2004). Nutrition of the intervertebral disc. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(23), 2700-2709.
- Ušaj, A. (2002). *Osnove športnega treniranja*. Ljubljana: Fakulteta za šport.
- Valleix, F. L. I. (1841). *Traite des neuralgies ou affections douloureuses des nerfs*.
- van den Bosch, M. A. A. J., Hollingworth, W., Kinmonth, A. L. & Dixon, A. K. (2004). Evidence against the use of lumbar spine radiography for low back pain. *Clinical Radiology*, 59(1), 69-76. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.crad.2003.08.012>
- van Deursen, L. L., van Deursen, D. L., Snijders, C. J. & Wilke, H. J. (2005). Relationship between everyday activities and spinal shrinkage. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(5), 547-550. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.01.005
- van Dieen, J. H., Cholewicki, J. & Radebold, A. (2003). Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(8), 834-841.
- van Dieen, J. H., de Looze, M. P. & Hermans, V. (2001). Effects of dynamic office chairs on trunk kinematics, trunk extensor EMG and spinal shrinkage. *Ergonomics*, 44(7), 739-750. doi: 10.1080/00140130120297
- van Dieen, 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. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(3), 398-406. doi: 10.1016/j.jelekin.2007.11.010

- Van Nieuwenhuysse, A., Fatkhutdinova, L., Verbeke, G., Pirenne, D., Johannik, K., Somville, P. R., . . . Masschelein, R. (2004). Risk factors for first-ever low back pain among workers in their first employment. *Occup Med (Lond)*, 54(8), 513-519. doi: 10.1093/occmed/kqh091
- Van Nieuwenhuysse, A., Somville, P. R., Crombez, G., Burdorf, A., Verbeke, G., Johannik, K., . . . Moens, G. F. (2006). The role of physical workload and pain related fear in the development of low back pain in young workers: evidence from the BelCoBack Study; results after one year of follow up. *Occup Environ Med*, 63(1), 45-52. doi: 10.1136/oem.2004.015693
- van Tulder, M. W., Koes, B. W. & Bouter, L. M. (1995). A cost-of-illness study of back pain in The Netherlands. *Pain*, 62(2), 233-240.
- Vera-Garcia, F. J., Brown, S. H., 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. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(5), 443-455. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.12.006
- Vergara, M. & Page, A. (2002). Relationship between comfort and back posture and mobility in sitting-posture. *Appl Ergon*, 33(1), 1-8.
- Videman, T., Nurminen, M. & Troup, J. D. (1990). 1990 Volvo Award in clinical sciences. Lumbar spinal pathology in cadaveric material in relation to history of back pain, occupation, and physical loading. *Spine (Phila Pa 1976)*, 15(8), 728-740.
- Voglar, M. & Sarabon, N. (2014). Reflex delays of the trunk muscles in response to postural perturbations: a reliability study. *J Biomech*, 47(11), 2807-2812. doi: 10.1016/j.jbiomech.2014.05.024
- Waddell, G. (1996). Low back pain: a twentieth century health care enigma. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(24), 2820-2825.
- Walker, B. F. (2000). The prevalence of low back pain: a systematic review of the literature from 1966 to 1998. *J Spinal Disord*, 13(3), 205-217.
- Watson, P. J., Main, C. J., Waddell, G., Gales, T. F. & Purcell-Jones, G. (1998). Medically certified work loss, recurrence and costs of wage compensation for back pain: a follow-up study of the working population of Jersey. *Br J Rheumatol*, 37(1), 82-86.
- White, A. A., 3rd & Gordon, S. L. (1982). Synopsis: workshop on idiopathic low-back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 7(2), 141-149.
- Wilder, D. G., Pope, M. H. & Frymoyer, J. W. (1988). The biomechanics of lumbar disc herniation and the effect of overload and instability. *J Spinal Disord*, 1(1), 16-32.

- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T. & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(8), 755-762.
- Williams, M. M., Hawley, J. A., McKenzie, R. A. & van Wijmen, P. M. (1991). A comparison of the effects of two sitting postures on back and referred pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 16(10), 1185-1191.
- Williams, M., Solomonow, M., Zhou, B. H., Baratta, R. V. & Harris, M. (2000). Multifidus spasms elicited by prolonged lumbar flexion. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(22), 2916-2924.
- Wilmot, E. G., Edwardson, C. L., Achana, F. A., Davies, M. J., Gorely, T., Gray, L. J., . . . Biddle, S. J. (2012). Sedentary time in adults and the association with diabetes, cardiovascular disease and death: systematic review and meta-analysis. *Diabetologia*, 55(11), 2895-2905. doi: 10.1007/s00125-012-2677-z
- Womersley, L. & May, S. (2006). Sitting posture of subjects with postural backache. *J Manipulative Physiol Ther*, 29(3), 213-218. doi: 10.1016/j.jmpt.2006.01.002
- Woo, S. L., Debski, R. E., Zeminski, J., Abramowitch, S. D., Saw, S. S. & Fenwick, J. A. (2000). Injury and repair of ligaments and tendons. *Annu Rev Biomed Eng*, 2, 83-118. doi: 10.1146/annurev.bioeng.2.1.83
- Woo, S. L., Gomez, M. A., Sites, T. J., Newton, P. O., Orlando, C. A. & Akeson, W. H. (1987). The biomechanical and morphological changes in the medial collateral ligament of the rabbit after immobilization and remobilization. *J Bone Joint Surg Am*, 69(8), 1200-1211.
- World Medical Association. (2013). World medical association declaration of helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. *JAMA*, 310(20), 2191-2194. doi: 10.1001/jama.2013.281053
- Xu, Y., Bach, E. & Orhede, E. (1997). Work environment and low back pain: the influence of occupational activities. *Occup Environ Med*, 54(10), 741-745.
- Zazulak, B., Cholewicki, J., & Reeves, N. P. (2008). Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *J Am Acad Orthop Surg*, 16(9), 497-505.
- Zhai, L., Zhang, Y. & Zhang, D. (2014). Sedentary behaviour and the risk of depression: a meta-analysis. *Br J Sports Med*. doi: 10.1136/bjsports-2014-093613

PRILOGE

KAZALO PRILOG

PRILOGA 1: Odobritev raziskave s strani KRSME – SI-107/01112	1
PRILOGA 2: Vprašalnik o socio-demografskih podatkih in zgodovini BSH	2



KOMISIJA REPUBLIKE SLOVENIJE ZA MEDICINSKO ETIKO

Doc. dr. Neje Šarabon, dipl. fiziot., prof. šp. vzg.
Znanstveno-raziskovalno središče Koper, IKARUS
Univerza na Primorskem
Garibaldijeva 1, 6000 Koper

Štev.: 107/01/12
Datum: 9. 2. 2012

Spoštovani gospod doc. dr. Šarabon,

Komisiji za medicinsko etiko (KME) ste 5. 1. 2012 poslali v oceno predlog raziskave z naslovom:

“Vrednotenje živčno-mišičnih stabilizacijskih funkcij trupa in razvoj programov preventivne vadbe proti bolečini v spodnjem delu hrbta.”

KME je na seji 10. januarja 2012 ocenila, da je raziskava etično sprejemljiva, in Vam s tem izdaja svoje soglasje.

Lep pozdrav,

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

PRILOGA 2: Vprašalnik o socio-demografskih podatkih in zgodovini BSH

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 2: Vprašalnik o socio-demografskih podatkih in zgodovini BSH

- 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				
					
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)

PRILOGA 2: Vprašalnik o socio-demografskih podatkih in zgodovini BSH

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.

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

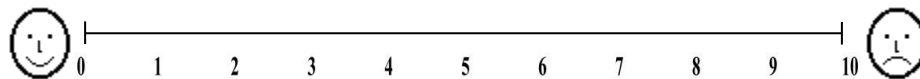
Če da, koliko dni _____.

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?

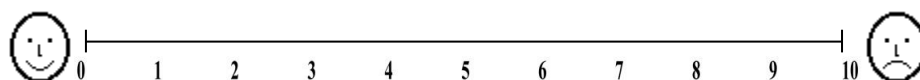
_____.

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):



PRILOGA 2: Vprašalnik o socio-demografskih podatkih in zgodovini BSH

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

22) Kadar vas boli križ, vas morda to ovira pri vsakodnevni dejavnosti. Ta seznam vsebuje nekaj izjav, s katerimi so osebe opisale sebe v času, ko ste imeli 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 NE v stolpec. 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 bolečino v nogi se oblečem počasneje kot po navadi.	<input type="checkbox"/> DA	<input type="checkbox"/> NE
8. Zaradi težav s križem ali bolečino 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 bolečino 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 _____