

УНИВЕРЗИТЕТ ЕДУКОНС
Сремска Каменица
Факултет за спорт и психологију
Нови Сад

**Утицај оптерећења ђачке торбе на
постурални статус ученика узраста 11-13
година**

Докторска дисертација

Ментор:

Проф. др Романа Романов

Кандидат:

МСц Милан Бајин

Нови Сад, 2023.

Универзитет Едуконс

Факултет за спорт и психологију

КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАЦИЈА

Редни број: РБР	
Индентификациони број: ИБР	
Тип документације: ТД	Монографска документација
Тип записа: ТЗ	Текстуални штампани материјал
Врста рада (дипл, маг, др): ВР	Докторска дисертација
Име и презиме аутора: АУ	Милан Бајин
Ментор (титула, име, презиме, звање): МН	Проф. др Романа Романов, редовни професор
Наслов рада: НР	Утицај оптерећења ђачке торбе на постурални статус ученика узраста 11-13 година
Језик публикације: ЈП	српски
Језик извода/апстракта: ЈИ	српски/енглески
Земља публикавања: ЗП	Република Србија
Уже географско подручје: УГП	АП Војводина
Година: ГО	2023.
Издавач: ИЗ	Ауторски репринт
Место и адреса: МА	Нови Сад, ул. Радничка бр. 30а
Физички опис рада: ФО	Број поглавља - 10, страница- 135, слика - 23, графикана - 13, табела - 27, референци - 296
Научна област: НО	Физичко васпиатње, спорт и кинезитерапија
Научна дисциплина: НД	Кинезиологија
Предметна одредница, кључне речи: ПО	постурални статус, ђачка торба, деца, мишићни статус, моторичке способности
UDK	

Чува се у: ЧУ	Библиотеке Универзитета Едуконс и Факултета за спорт и психологију
Ваžна паромена: VN	
Извод/Апстракт ИЗ	<p>Предмет овог истраживања је постурални статус (статус кичменог стуба и статус стопала) дечака основношколског узраста, старости 11, 12 и 13 година. Суштински циљ овог истраживања је да ли се мишићни статус у смислу мишићне издржљивости и снаге може и на који начин довести у везу са утицајем оптерећења у виду ђачке торбе на постурални статус кичменог стуба и да ли њен утицај изазива промене статуса свода стопала. Према методолошкој природи ово истраживање је експерименталног карактера. Према временској усмерености ова студија је лонгитудинално експериментално истраживање у две временске тачке, а према степену општости представља оперативно истраживање. Узорак испитаника обухватио је 45 испитаника мушког пола просечне старости $12,18 \pm 0,86$ година, просечне висине и просечне телесне масе $TM=45,4 \pm 8,52$ кг. За процену испитиваних варијабли, коришћена су основна морфолошка мерења, као и постурометријска и бароподометријска мерења, у статистици, без и са референтном тежином ђачке торбе са константним оптерећењем од 6,251 кг што представља 13,77% од просечне телесне масе испитаника. За тестирање моторичких способности примењени су одређени тестови који су издвојени из Еурофитове и Фигенбауманове батерије, док је за процену мишићне издржљивости примењена комплетна Мекгилова батерија тестова. Под оптерећењем индетификоване су статистички значајне разлике, које су утицале на промену статуса сводова стопала и представљају индикаторе погоршања постуралне стабилности. Под истим оптерећењем индетификоване су и статистички значајне разлике на критичном, међупршљенском простору на нивоу L3-L4. Ове промене под утицајем оптерећења на лумбалној регији су индикатори убрзаних дегенеративних промена и појаве лумбалног синдрома који представља један од највећих здравствених проблема данашњице. У студији су предложене конкретне, превентивне мере за ублажавање негативних ефеката тешке ђачке торбе које би биле примењиве на простору Републике Србије.</p>

Датум прихватања од стране НН већа: ДП	
Датум одбране: ДО	
Чланови комисије (име и презиме, титула, звање, назив институције, статус): КО	Председник: Проф. др Златко Ахметовић, емеритус, Факултет за спорт и психологију, Универзитет Едуконс Члан: Проф. др Романа Романов, редован професор, Факултет за спорт и психологију, Универзитет Едуконс, ментор Члан: Проф. др Драган Савић, редован професор, Медицински факултет Универзитет у Новом Саду

KEY DOCUMENT INFORMATION

Number *consecutive: ANO	
Identification number: INO	
Document type: DT	Monograph documentation
Type of record: TR	Textual printed material
Contents code (BA/BSc, MA/MSc, PhD): CC	PhD
Author: AU	Milan Bajin
Mentor (title, name, post): MN	Romana Romanov, Phd, Profesor
Document title: TI	The influence of the load of the school bag on the postural status of students aged 11-13 years
Language of main text: LT	Serbian
Language of abstract: LA	English/Serbian
Country of publication: CP	Republic of Serbia
Locality of publication: LP	AP Vojvodina

Year of publication: PY	2023.
Publisher: PU	Author
Place of publication: PP	Novi Sad, Radnička 30a
Physical description: PD	chapters - 10, pages - 135, images - 23, graphic- 13, tables - 27, references - 296
Scientific field: SF	Physical education, sports and kinesitherapy
Scientific discipline: SD	Kinesiology
Subject, Key words SKW	Postural status, school bag, children, muscle status, motor skills
UC (universal class. code)	
Holding data: HD	Library of Educons University and Faculty of Sports and Psychology
Note: N	
Abstract: AB	<p>The subject of this research is the postural status (status of the spinal column and status of the feet) of elementary school-aged boys, aged 11, 12 and 13. The essential goal of this research is whether the muscular status in terms of muscular endurance and strength can and in what way be related to the influence of the load in the form of a school bag on the postural status of the spine and whether its influence causes changes in the arch status of the feet. According to the methodological nature, this research is experimental in nature. According to the time orientation, this study is a longitudinal experimental research in two time points, and according to the degree of generality, it is an operational research. The sample of respondents included 45 male respondents, gender average age 12.18 ± 0.86 years and average body mass $TM=45.4 \pm 8.52$ kg. To evaluate the examined variables, basic morphological measurements, as well as posturometric and baropodometric measurements, were used, in static conditions, without and with the reference weight of a school bag with a constant load of</p>

	<p>6.251 kg, which represents 13.77% of the average body mass of the subjects. Certain tests were used to test motor ability, which were selected from the Eurofit and Figenbauman batteries, while the complete McGill battery of tests was used to assess muscular endurance. Under the load, statistically significant differences were identified, which influenced the change in the status of the arches of the feet and are indicators of deterioration of postural stability. Under the same load, statistically significant differences were identified in the critical, intervertebral space at the L3-L4 level. These changes under the influence of load on the lumbar region are indicators of accelerated degenerative changes and the appearance of lumbar syndrome, which represents one of the biggest health problems today. The study proposed concrete, preventive measures to mitigate the negative effects of heavy schoolbags, which would be applicable in the territory of the Republic of Serbia.</p>
<p>Accepted by Sc. Board on: AS</p>	
<p>Defended/Viva voce Ph D exam. on: DE</p>	
<p>PhD Examination Panel: DB</p>	<p>Chairperson: Professor, Zlatko Ahmetović, emeritus, PhD, Faculty of Sport and Psychology, Educons University</p> <p>Member: Professor Romana Romanov, Full professor, PhD, Faculty of Sport and Psychology, Educons University, mentor</p> <p>Member: Professor Dragan Savić, Full professor, PhD, Medical Faculty, University of Novi Sad</p>

САДРЖАЈ

1.0 УВОД	12
2.0 ТЕОРИЈСКИ ПРИСТУП ИСТРАЖИВАЊА	14
2.1 Постурални статус.....	14
2.1.1 Постуралне стратегије и оптерећење.....	15
2.1.2 Мишићни одговор и постуралне стратегије	17
2.2 Постурални статус и моторичка способност.....	19
2.3 Постурални статус и узраст.....	21
2.4 Постурални статус и оптерећење, ђачка торба.....	23
3.0 ПРЕДМЕТ, ПРОБЛЕМ И ЦИЉ ИСТРАЖИВАЊА	30
4.0.ХИПОТЕЗЕ ИСТРАЖИВАЊА	31
5.0 ПРИМЕЊЕНА МЕТОДОЛОГИЈА.....	32
5.1 Експериментални фактор	32
5.2 Опис истраживања	33
5.3 Узорак испитаника.....	34
5.4 Узорак варијабли и примењени инструменти	36
5.5 Статистичка обрада података.....	63
6.0. РЕЗУЛТАТИ.....	65
6.1 Дескриптивна статистика узорка испитаника	65
6.1.1 Дескриптивна статистика постурални статус кичменог стуба без ОЂТ – Фронтална раван.....	65
6.1.2 Дескриптивна статистика постурални статус кичменог стуба са ОЂТ – Фронтална раван.....	66
6.1.3 Дескриптивна статистика постурални статус кичменог стуба без ОЂТ – Сагитална раван.....	67
6.1.4 Дескриптивна статистика постурални статус кичменог стуба са ОЂТ – Сагитална раван.....	67
6.1.5 Разлике у стању постуралног статуса кичменог стуба у Фронталној равни и Сагиталној равни	68
6.2 Статус стопала без и са ОЂТ	72
6.2.1 Разлике у статусу стопала без ОЂТ и са ОЂТ.....	76

6.3 Тестови моторичких способности.....	77
6.3.1 Разлике у односу на групе према класификацији Фаигенбауманових тестова – Подизање трупа (Trunk lift)	87
7.0 ДИСКУСИЈА.....	90
7.1 Утицај оптерећења на постурални статус кичменог стуба у Фронталној равни	91
7.2 Утицај оптерећења на постурални статус кичменог стуба у Сагиталној равни	93
7.3 Утицај оптерећења на статус стопала	107
7.4 Резултати према моторичкој батерији тестова.....	109
8.0 ЗАКЉУЧАК	112
9.0 ИМПЛИКАЦИЈЕ	114
10.0 ЛИТЕРАТУРА.....	121

САЖЕТАК

Предмет овог истраживања је постурални статус (статус кичменог стуба и статус стопала) дечака основношколског узраста, старости 11, 12 и 13 година. Суштински циљ овог истраживања је да ли се мишићни статус у смислу мишићне издржљивости и снаге може и на који начин довести у везу са утицајем оптерећења у виду ђачке торбе на постурални статус кичменог стуба и да ли њен утицај изазива промене статуса свода стопала. Према методолошкој природи ово истраживање је експерименталног карактера. Према временској усмерености ова студија је лонгитудинално експериментално истраживање у две временске тачке, а према степену општости представља оперативно истраживање. Узорак испитаника обухватио је 45 испитаника мушког пола просечне старости $12,18 \pm 0,86$ година и просечне телесне масе $TM = 45,4 \pm 8,52$ кг. За процену испитиваних варијабли, коришћена су основна морфолошка мерења, као и постурометријска и бароподометријска мерења, у статистици, без и са референтном тежином ђачке торбе са константним оптерећењем од 6,251 кг што представља 13,77% од просечне телесне масе испитаника. За тестирање моторичких способности примењени су одређени тестови који су издвојени из Еурофитове и Фигенбауманове батерије, док је за процену мишићне издржљивости примењена комплетна Мекгилова батерија тестова. Под оптерећењем индетификоване су статистички значајне разлике, које су утицале на промену статуса сводова стопала и представљају индикаторе погоршања постуралне стабилности. Под истим оптерећењем индетификоване су и статистички значајне разлике на критичном, међупршљенском простору на нивоу L3-L4. Ове промене под утицајем оптерећења на лумбалној регији су индикатори убрзаних дегенеративних промена и појаве лумбалног синдрома који представља један од највећих здравствених проблема данашњице. У студији су предложене конкретне, превентивне мере за ублажавање негативних ефеката тешке ђачке торбе које би биле примењиве на простору Републике Србије.

ABSTRACT

The subject of this research is the postural status (status of the spinal column and status of the feet) of elementary school-aged boys, aged 11, 12 and 13. The essential goal of this research is whether the muscular status in terms of muscular endurance and strength can and in what way be related to the influence of the load in the form of a school bag on the postural status of the spine and whether its influence causes changes in the arch status of the feet. According to the methodological nature, this research is experimental in nature. According to the time orientation, this study is a longitudinal experimental research in two time points, and according to the degree of generality, it is an operational research. The sample of respondents included 45 male respondents, gender average age 12.18 ± 0.86 years and average body mass $TM = 45.4 \pm 8.52$ kg. To evaluate the examined variables, basic morphological measurements, as well as posturometric and baropodometric measurements, were used, in static conditions, without and with the reference weight of a school bag with a constant load of 6.251 kg, which represents 13.77% of the average body mass of the subjects. Certain tests were used to test motor ability, which were selected from the Eurofit and Figenbauman batteries, while the complete McGill battery of tests was used to assess muscular endurance. Under the load, statistically significant differences were identified, which influenced the change in the status of the arches of the feet and are indicators of deterioration of postural stability. Under the same load, statistically significant differences were identified in the critical, intervertebral space at the L3-L4 level. These changes under the influence of load on the lumbar region are indicators of accelerated degenerative changes and the appearance of lumbar syndrome, which represents one of the biggest health problems today. The study proposed concrete, preventive measures to mitigate the negative effects of heavy schoolbags, which would be applicable in the territory of the Republic of Serbia.

1.0 УВОД

У научној литератури, много је више истраживања и финансирања студија које се већ баве озбиљним здравственим проблемима, од оних које су посвећене превентивном деловању и усмерене ка индентификацији потенцијалних ризико фактора као што је претешка ђачка торба. Оптерећење ђачком торбом изазива значајне промене у висини и симетрији интервертебралних дискова на сваком нивоу кичме од C1 до S1. У Републици Србији, ученици крећу у основну школу са 6 до 7 година, а завршавају средњу школу са 18 до 19 година, носећи терет у виду ђачке торбе (5 дана у недељи, односно 175-180 пута годишње) више од једне деценије, што нема занемарљив утицај на њихов постурални статус. Велика тежина ђачке торбе на леђима ученика мења центар тежишта тела и условљава прилагођавање постериорном оптерећењу.

Са повећањем спољашњег оптерећења значајно се повећава нагиб трупа и главе напред, као и антериопостериорни притисак на стопала као одговор механизма моторне контроле да се комбиновани центар тежишта тела и торбе помери напред како би се одржала равнотежа. Студије које су се бавиле анализом стабилности кичменог стуба указале су да људска кичма није маханички стабилна без активног укључивања свих мишића које је окружују.

Одступања у држању трупа од усправног става утичу на физиолошки положај и дистрибуцију стреса унутар кичменог стуба што може довести до микротраума и напрезања тела које производи накнадни замор у мишићима који компезаторним покретима покушавају одржати постуралну равнотежу. Ова врста мишићног замора изазива мишићни грч – спазам, који уколико је учестао може смањити површину преко које се врши размена материје са међупршљенским диском, па на тај начин долази до повећања анаеробних процеса који представљају почетак дегенеративних промена. Један од индикатора ових убрзаних дегенеративних процеса је и бол повезан са протурзијом међупршљенског диска на који се ученици жале при ношењу ђачке торбе.

Дечаци узраста 11-13 година најчешће носе ђачку торбу симетрично на два рамена и налазе се још у фази раста и развоја. Ова фаза се одликује недовољном зрелошћу њихових коштаноглобних и фасцијално-лигаментно-мишићних структура али негативно на њих утичу и недовољне стимулације, првенствено антигравитационих мишића, као

последнице савременог начина живота и недовољног времена проведеног у физичким активностима. Ова студија има за циљ да утврди у којој мери акутно оптерећење ђачке торбе нарушава постурални статус дечака узраста 11-13 година, као и у којој мери миогено-мишићни статус утиче на меру нарушености њиховог постуралног статуса под утицајем оптерећења ђачке торбе.

2.0 ТЕОРИЈСКИ ПРИСТУП ИСТРАЖИВАЊА

2.1 Постурални статус

Постурални статус представља интегрисан систем коштаних, зглобних, мишићно-тетивних и лигаментозних структура контролираних централним нервним системом (ЦНС) (Calloni, Huisman, Poretti, & Soares, 2017). Дobar постурални статус, односно добро држање тела, нема само естетску функцију већ је предуслов за економичну потрошњу енергије при одржавању телесне равнотеже и правилном позиционирању унутрашњих органа како би се обезбедило њихово квалитетно функционисање (Wilczyński, Lipińska-Stańczak, & Wilczyński, 2020). Правилан однос и држање свих сегмента тела од значаја је како у стању мировања тако и при кретању, а идентификација истог карактерише се у односу на све три равни (сагитална, фронтална, трансверзална). Добро позиционирање или одступање у свакој од наведених равни дефинише се према аксијалној линији (вертикалној линији) тела и то као антерио-постериорно, латерално (лево-десно) позиционирања или одступања сегмента тела. Идеалан положај сегмената тела у стојећем ставу подударан је са вертикалном (аксијалном) линијом која пролази кроз тежиште тела. У фронталној равни положаји сегмената тела треба да буду у односу на аксијалну линију двоструко симетрични. То значи да линије спајања два трагуса, акромиона, предње горње илијачне бодље, трохантера бутне кости, кондила колена и малеолуса стопала треба да су у симетрији. Посматрано у сагиталној равни, то је линија аксијалне осе која почиње од трагуса уха (троугласто испупчење на спољашњој страни уха), иде вертикално кроз акромион и део тела лумбалних пршљенова, затим мало уназад од осе зглоба кука, мало испред осе зглоба колена и завршава се благо 2-3 цм испред малеолуса (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2005; Abernethy, Kippers, & Hanrahan, 2013; McGill, 2015; Czaprowski, Stoliński, Tyrakowski, Kozinoga, & Kotwicki, 2018). У трансверзалној равни добар однос сегмента тела у односу на аксијалну линију у складу је са угаоним позиционирањем сегмента које подразумева истовремено добро антерио-постериорно и латерално позиционирање (Steffen et al., 2010).

Централни сегмент постуре представља кичмени стуб код којег се у сагиталној равни у односу на вертикалну линију уочава физиолошка закривљеност. Тачније, у

стојећем ставу у којем је испоштована позиција главе у смислу њеног хоризонталног поравнања (Франкфуртска линија) са басисом, идентификује се физиолошка закривљеност вратног и лумбалног сегмента са конвекситетом окренутим напред, односно торакалног и сакрално-тртичног сегмента са конвекситетом окренутим назад. Како је условно речено непокретан сегмент кичменог стуба, сакрално-тртични део уједно у чврстој вези са левом и десном карличном кости те образује карлични појас, правилан нагиб карлице у односу на вертикалну линију је напред и под углом од $13^{\circ} \pm 6^{\circ}$ (Le Huec et al., 2011). Карлични појас обезбеђује везу између сегмента кичменог стуба и доњих екстремитета чији су зглобови у неутралној позицији, а поменуте физиолошке криве кичменог стуба уз мишићно-тетивни апарат смањују међупршљенски притисак, обезбеђују стабилност и расподелу сила/тежине (унутрашња, спољна), односно добру и функционалну постуру.

2.1.1 Постуралне стратегије и оптерећење

Постурална контрола у стојећем ставу представља комплексан механизам који зависи од пријема, обраде и одговора аферентних сигнала из визуелног, соматосензорног и вестибуларног система који региструју промене центра тежишта тела услед унутрашњих осцилација, али и последица спољашњег оптерећења у које можемо уврстити и тежину ђачке торбе која се носи на леђима. Сваки од система: визуелни, соматосензорни (проприоцептивне информације о положају тела у простору на основу проприоцептора и механоцептора) и вестибуларни систем (информације о положају тела у простору у односу на гравитационе и инерционе силе) даје свој допринос адекватној постуралној контроли и централном нервном систему шаље специфичне информације о положају тела. Централни нервни систем након пријема сензорних информација врши њихову обраду и усмерава коштаног-зглобни и фасцијално-лигаментно-мишићни систем, путем одговарајућих стратегија, да тежиште тела остане изнад базе ослонца, тј. да тело задржи постуралну стабилност.

Постурални одговор на додатно оптерећење попут тежине ђачке торбе (уз већ постуралну нестабилност на коју утичу и унутрашње, мишићне неравнотеже) на које централни нервни систем мора да пружи адекватан одговор може бити дефинисан једном или пак комбинацијом различитих постуралних/равнотежних стратегија. Стратегије које

обезбеђују добар постурални одговор при додатном оптерећењу су (Arguin, Ota, & Latash, 2001; Latash, & Zatsiorsky, 2016):

- 1) *Стратегија скочног зглоба*, врше се мала подешавања у скочном зглобу да би се кориговали покрети њихања као одговор моторне контроле на мање осцилације тежишта тела;
- 2) *Стратегија зглоба кука* (флексија или екстензија), користи се у ситуацијама када се врше већа прилагођавања (када стратегија скочног зглоба није довољна да спречи губитак стабилности) како би се тежиште тела задржало унутар центра ослонца. У овој стратегији одржавања равнотеже могу се идентификовати и компензаторни покрети сегмента врата;
- 3) *Стратегија искорака*, користи се када је осцилација тежишта тела толико изнад површине ослонца да стратегије скочног зглоба или кука нису довољне како би одржале постуралну стабилност и
- 4) *Стратегија истовремене флексије*, подразумева истовремено прегibaња скочног зглоба, зглоба колена и кука како би се центар тежишта тела спустио према центру ослонца.

Промене у било ком аспекту постуралног става, од стопала па до главе, повлаче за собом ланчану компензацију у сваком сегменту тела. Фасцијално-лигаментно-мишићни апарат скочног зглоба мора бити у стању да обезбеди довољну силу како би одржао стабилност током усправног става или да пружи адекватан компензаторни одговор на спољашње оптерећење.

Када је реч о детету школског узраста најдоминантније оптерећење које је присутно током свакодневних активности је спољашње оптерећење у виду тежине ђачке торбе (ОБТ). Успостављање равнотеже које је нарушено додатним ОБТ, започиње стратегијом скочног зглоба, односно долази до активације дорзалних и плантарни флексори стопала који контролишу стабилност скочног зглоба. Дорзални флексори, агонисти, у усправном ставу налазе се у концентричном режиму мишићне контракције, а плантарни флексори (антагонисти) у ексцентричном режиму и тако обезбеђују контролу степена anteriорног позиционирања тела у смислу прелаза вертикалне (аксијалне) осе. Степен постериорног позиционира у односу на аксијалну осу обезбеђује се концентричном контракцијом плантарних флексора и ексцентричном контракцијом

дорзалних флексора стопала (Soamens & Palastanga, 2018). Све постуралне стратегије за циљ имају одржавање равнотеже, спречавање пада и поновно успостављање баланса, и то по основу вишеструког сензорног улаза који укључује полисинаптичке кичмене и супрасинаптичке нервне путеве којима се успостављају специфични обрасци активације мишића, обртног момента зглоба, ротације зглоба и/или покрета удова (Maki et al., 2009).

2.1.2 Мишићни одговор и постуралне стратегије

Постуралне стратегије укључују активацију различитих мишићних група у циљу одржавања равнотежних положаја и добре постуре, супротно томе мишићни дисбаланс и компензаторни мишићни режим утиче на лоше држање тела (Кореску, 2004). Недостатак стабилности локомоторног система узрокује компензаторни механизам у којем функцију стабилизације уместо групе тоничних преузимају фазни мишићи.

Постуралну или антигравитацијску функцију обезбеђују тонични (моно-зглобни, локални) мишићи који су карактерисани најчешће изометријским контракцијама и тако осигуравају статичне положаје тела. Са друге стране вишезглобни, односно фазни мишићи својим изотоничним контракцијама, у зависности од подгрупе (стабилизатори/покретачи) управљају и стабилизаторним и динамичким функцијама локомоторног апарата (Richardson, Hodges, & Hides, 2004; Kendall, et al., 2005; Abernethy et al., 2013). Посматрајући централни сегмент постуре, усаглашеност рада тоничних и фазних мишића резултира безбедним преношењем оптерећења од грудног коша ка карлици и обезбеђује стабилност сегмената кичменог стуба уз ублажавање утицаја сила које делују на лумбални део нарочито при активности (Richardson et al., 2004; McGill, 2015). Мишићи који припадају групи тоничне мускулатуре, дубоки мишићи трупа предње и задње стране (*m. multifidus*, *m. transversus abdominis*, *mm. interspinalis*, *mm. intertransversarii*, *m. semispinalis*, задњи део *m. obliquus internus abdominis*, средња влакна *m. quadratus lumborum*, средишњи део *m. erector spinae*, дијафрагма и мишићи лоцирани на дну карлице) одговорни су за стабилизацију и контролу положаја зглобова, односно сегмената кичменог стуба. Својим активним деловањем спречавају локална померања одређеног кичменог сегмента и осигуравају стабилност у све три равни целог кичменог стуба (Richardson et al., 2004; Reeve, & Dilley, 2009; McGill, 2015). Фазни (вишезглобни) мишићи премошћавајући више од једног зглоба (припој за несуседне кости) и по својој функцији стабилизују утицај силе

(гравитациона, механичка), али и продукују исту, у неколико зглобова истовремено. Функција фазне стабилизације мишића (део *m. trapezius-a, lumbalni deo m. erector spinae, m. iliacus, m. gluteus maximus et medius i m. adductor magnus et brevis*) (Bullock-Saxton, Murphy, Norris, Richardson, & Tunnell, 2000; McGill, 2015) огледа се у одржавању усправног положаја супротстављајући се гравитационој сили. Функција фазних покретача (торакални део *m. erector spinae, m. rectus abdominis, предњи део m. obliquus internus abdominis, m. obliquus externus abdominis*, спољни део *m. quadratus lumborum, m. psoas major, m. tensor fasciae latae, m. rectus femoris i m. adductor longus*) (Bullock-Saxton et al., 2000; McGill, 2015) одговорна је за локомоторну активност.

Постуралне стратегије којима се успоставља равнотежни положај услед дејства сила, односно утицаја додатног оптерећења па и ОЂТ, указују да су модулације истих условљене променама које се доводе у везу са когнитивним или моторичким активностима, али и ендогеним и егзогеним факторима који условљавају генерисање силе реакције и кретање сегмента тела и удова (у смислу временске одреднице, правца кретања и његове промене). Компезаторни мишићни механизам у постуралним стратегијама, нарочито када се оне успостављају у циљу анулирања понављајућих постуралних позиција сегмената тела, указује на то да тонична мускулатура, тачније мишићи ове групе подлежу скраћењу мишићних влакана, док мишићна влакна фазних покретача који се супростављају понављајућим покретима имају тенденцију да постану дужи и инсуфицијентнији што све укупно доводи до мишићног дисбаланса (Richardson et al., 2004; Kendall et al., 2005; Hides et al., 2009; Hides et al., 2011).

Како на мишићну компетентност значајан утицај имају средински фактори, нарочито они који се могу довести у везу са модерним животним стилем човека у којем доминира недовољно кретање (хипокинезија), у свим узрасним категоријама се идентификује недовољна мишићна способност. Одговор мишићног система у примени постуралних стратегија резултује деформацијом односа појединих сегмента тела и постуре уопште, при чему је увек присутан мишићни дисбаланс. Мишићни дисбаланс најчешће је лоциран у пределу карлице и доњих екстремитета као и у пределу горњег дела трупа, врата и главе. Оваква врста мишићног дисбаланса повлачи за собом одређено стање активности које се манифестује интензивнијим мишићним радом (Monticone et al., 2016) па и већим базалним метаболизмом и значајном потрошњом енергије (Margalit et al.,

2017). При лошем држању тела идентификује се и укључивање фазних покретача у статичка дејства што доводи до њиховог брзог замарања и активације ЦНС-а који то компензује честом променом положаја. Ипак, овим компезаторним положајима рестеређује се један мишић или група, док други који учествују у стабилизацији трпе додатно оптерећење својим ангажовањем (Neiva et al., 2018). Ова врста умора као последица компезаторних положаја није својствена само при стајању, већ и у осталим положајима, чак и у хоризонталном док је тело у сну (Oishi et al., 2017). Дуготрајни компензаторни положај тела, односно сегменти локомоторног система који одступају од аксијалне линије и доброг држања због недовољне мишићне компетентности, доводе до неадекватног одговора постуралне стратегије и лошег држања тела које може и најчешће има негативне импликације на здравље (развој локомоторног апарата), па и болно стање леђа код деце и адолесцената (Negrini, & Carabalona, 2002; Calvo-Muñoz, Gómez-Conesa, & Sánchez-Meca, 2013).

2.2 Постурални статус и моторичка способност

Многобројне студије указују на повезаност мишићне способности (компетентности) и постуре, односно држања тела. Веза која се најчешће истиче у тим истраживања указује на правилан, односно, неправилан однос сегмента тела који је условљен мишићним балансом/дисбалансом и стабилношћу (McGill, Childs, & Liebenson, 1999; Kavcic, Grenier, & McGill, 2004; Wagner et al. 2005; Dejanovic, Harvey, & McGill, 2012; Dejanović, Cambridge, & McGill, 2013), али и променама (дегенерацијом) и болом који се најчешће јавља у сегментима кичменог стуба (Murphy, Buckle, & Stubbs, 2004; Vo Andersen, Wedderkopp, Leboeuf-Yde, 2006; Perry, Straker, O'Sullivan, Smith, & Hands, 2008; Johnson, Mbada, Akosile, & Agbeja, 2009). Бол (неспецифичан) који се јавља у делу кичменог стуба, односно леђима, релативно је често стање код деце. Управо студије реализоване у Данској (Kjaer, Wedderkopp, Korsholm, & Leboeuf-Yde, 2011) указују на преваленцу болног стања код деце школске популације од 28% до чак 48%, са порастом инциденце код старијих адолесцената. Кохортна студија релизована на узрасту деце од 12 година и старије, указује на повезаност бола у леђима и времена (дужим од 2 сата) које проводе у седећем положају при учењу, рачунару или гледајући телевизију, неудобним школским клупама, али у прилог истом су и докази о тешким ђачким торбама (Dockrell,

Simms, & Blake, 2013; Romanov, Stupar, Medjedović & Brkin 2014; Szitaet al., 2018). Повезаност моторичке способности која је карактерисана снагом и мишићном издржљивошћу трупа и болним стањем леђа код ученика препубертетског узраста (11.9 ± 0.3), указује да однос снаге флексора и екстензора има значајну улогу. Студија је показала да се умор и бол чешће јавља код оних ученика који су мање били физички активни (Merati, Negrini, Carabalona, Margonato, & Veicsteinas, 2004), односно имају слабију моторичку способност трупа.

Добар постурални статус не везује се само за добру мишићну способност трупа, већ уопштено мишићну способност целог тела. Добра мишићна способност може се довести у везу са унапређењем правилног развоја мишићно-скелетног система (Rusnák, Kolarová, & Hrgčková, 2017) који може бити обезбеђен укључивањем деце у спортске активности (Kolarová et al., 2019). Један број студија идентификовао је да деца школског узраста код којих је уочено лоше држање тела (деформације) имају знатно нижи ново динамичке и статичке снаге а нешто виши ниво флексибилности (Cieszkowski, Lenik, Lenik, & Szybisty, 2005; Miałkowska, Burdukiewicz, & Pietraszewska, 2005). Једно од истраживања указује на значај повезаности лошег држања тела, тачније, сколиозе и мишићне слабости руку и раменог појаса (Lizis, & Walaszek, 2014). Такође, релевантна литература упућује на повезаност индикатора из простора моторике код деце школског узраста, те на основу квантификације вредности мишићног статуса одређеног сегмента тела (Eurofit, 1993; Gajević, 2009; Faigenbaum, & Westcott, 2009; Gulías-González, Sánchez-López, Olivás-Bravo, Solera-Martínez, & Martínez-Vizcaíno, 2014; Tomkinson et al. 2017; Murray, Eldridge, Silvius, Silvius, & Squires, 2012), може се дефинисати одступање од доброг држања, у пределу главе, врата и нарочито трупа које је карактерисано мишићном слабашћу (Lizis, & Walaszek, 2014).

Када је реч о мишићној способности доњих екстремитета, нарочито стопала и скочног зглоба, утврђено је да неадекватан мишићни одговор на додатно спољашње оптерећење може да промени држање тела и распоред оптерећења на стопалима чиме се нарушава постурална стабилност (Hill, Duncan, Oxford, Kay, & Price, 2018). Мускулатура која обавија скочни зглоб, активно управља и врши корекцију. Реч је о корекцијама малог опсега при промени центра тежишта тела без икаквих додатних постуралних компензација изнад висине скочног зглоба. У малобројим истраживањима везаним за стратегију скочног

зглоба, индетификовано је да одрасле особе могу овом стратегијом одржавати равнотежно стање тела напред до 8 степени а бочно и уназад до 4 степена. Када се центар тежита тела помери изнад ових углова, укључује се стратегија зглоба кука (Horak, Shupert, & Mirka, 1989). Како би се дало на значају стратегији скочног зглоба, у новијим студијама које истичу еволуциони одговор стопала на додатно оптерећење, указује се на значај мишићне способности језгра стопала (McKeon, 2015), посебно када се зна да добра мишићна способност доњих екстремитета и стопала, обезбеђује адекватан постурални одговор (Shumway-Cook, & Woollacott, 2001).

2.3 Постурални статус и узраст

Постурална контрола се развија сегментарно (цефало-каудални смер), а започиње успостављањем контроле главе, потом трупа те постизањем постуралне стабилности усправљањем (McEvoy, & Grimmer, 2005) која представља један систем правилно усклађених сензорних информација, постуралних напетости, постуралних и моторних образаца и реципрочне инервације (Veličković, & Perat, 2005; Bieniek, & Wilczyński, 2019). Треба рећи да промене којима се успостављена постурална стабилност нарушава, најчешће су изражене у периоду раста и развоја (дечји и адолесцентни) и то у значајније у фазама убрзаног раста и развоја. Зрелост система у смислу постулатије се достиже између седме и десете године живота, односно дванаесте године (сагитализација) а подразумева мускуло-скелетно сазревање условљено адаптацијом у смислу одржавања баланса/равнотеже у сагиталној равни (Lafond, Descarreaux, Normand, & Harrison, 2007). Правилна усклађеност постуре детета омогућава способност активног супротстављања гравитационој сили као и извођење свих покрета а пре свега ефикасно кретање, специфично за дату фазу моторичког развоја (Gogola, Saulicz, Kuszewski, Matyja, & Myśliwiec, 2014). У случају смањене напетости постуралних мишића (хипотоније), деца компезују равнотежни положај постављањем појединих делова тела тако да олакшају функционисање под дејством гравитационе силе. У највећем броју случајева, последица спонтане компензације мишићне хипотоније за узрок има неправилан развој постуре (Bieniek, & Wilczyński, 2019).

Постуралне промене, условљене су како унутрашњим факторима тако и спољашњим међу којима се навике индетификују као кључан фактор ризика промене.

Поменуте промене када је реч о популацији дечака највише су изражене у периоду од 11-13. године. Овај стадујум представља врло критичан период који је подложен различитим егзогеним утицајима, најчешће негативним који нарушавају темељ адекватног постуралног развитака у фази раста и развоја (Martelli, & Traebert, 2006; Kanásová, Šimončičová, Czaková, Bendíková, & Krčmárová, 2016; Da Rosa al., 2017).

Период од 11-13. године доводи се у везу са другом фазом убрзаног раста и развоја која се поклапа са једне стране са недовољном физичком активношћу условљеном школским обавезама и модерним начином живота детета, а са друге стране интензивним процесима раста који у садејству доводе до постуралних слабости (неравнотежа) (Leonard, & Sabina, 2014), односно:

- 1) Коштано-зглобни систем, нарочито епифизне плоче дугих костију, удова (Abernethy et al. 2013; Balasundaram, & Avulakunta, 2022) и развој фасцијално-лигаментно-мишићних структура није усклађен, те резултује у један врло нестабилан систем који води до неравнотежа на постуралном нивоу.
- 2) Промене које утичу на тело детета, и које су бројне и учестале, те тако Централни нервни систем (ЦНС) нема довољно времена да обради информације које носе сензорни неурони (најважнији за оптималну постуру (Hannaford, 2005; Donnelly, 2016), односно проприоцептори (лоцирани у зглобовима, тетивама, мишићима и унутрашњем уху) о положају и напетости мишића, о стању зглобова као и о равнотежи тела и његових сегмената (Hannaford, 2005; Vucci et al., 2016; Guyton, & Hall, 2017). Због тога, дете може несвесно да усвоји неке погрешне положаје које ће довести до погрешних постуралних навика.
- 3) Смањење мишићне снаге и издржљивости, зглобе покретљивости, која је у условљена недовољном физичком активношћу рефлектује се на лоше држање тела како при стајању тако и седењу (чак 53,6% деце седи неправилно) (McGill, 2015).
- 4) Психолошким стањем које је у периоду пубертета, тј. другој фази убрзаног раста и развоја такође под утицајем промене, у значајној је вези са постуралном контролом и држањем тела. Неретко ниско самопоштовање

код детета, односно појава акутне или хроничне депресије узрок је кифотичног држања тела (Prins, Crous, & Louw, 2008).

- 5) Амбијенталним факторима и школском климом која намећу детету да седе велики број сати за клупом па и испред рачунара (радни задаци, забава). Такође, свакодневно ношење школског прибора и књига у виду ђачке торбе, створиће на осетљивом коштаном-зглобним и фасцијално-лигаментно-мишићних структурама нове компензаторне постуралне шеме које воде у погоршање већ постојеће постуралне неравнотеже.

2.4 Постурални статус и оптерећење, ђачка торба

Економичност доброг постуралног статуса, односно правилног равнотежног положаја тела не огледа се у томе да је тело ослобођено од напора, већ у чињеници да није изложено додатним компензаторним положајима под утицајем оптерећења, а који доводе до лошег држања условљеног мишићним дисбалансом (Putzier, Groß, Zahn, Pumberger, & Strube, 2016). Нарушавање равнотежног положаја најлакше се успоставља на нивоу активних снага тела (мишићно-тетивни апарат), односно недовољне мишићне снаге. Ова појава најчешће условљава промене у смислу деформација на кичменом стубу, грудном кошу, горњим и доњим екстремитетима и нарочито стопалима. Промене које настају на активној постури условљавају и промене на пасивној постури (зглобно-коштани систем) што временом може утицати на недовољну активност организма. Оптерећење које се не доводи у везу са самим сегментима тела и унутрашњим силама, већ додатним спољним оптерећењем један је од егзогених фактора који у сензитивном периоду раста и развоја може имати негативан утицај на држање тела (O' Sullivan, Smith, Beales, & Straker 2011; Latalski et al. 2013). Један од најчешће помињаних егзогених фактора који забрињава и родитеље и научну јавност јесте оптерећење у смислу тежине ђачка торба – школски ранац (Vitiello, & Pollard, 2002; Cottalorda et al. 2003; Cardon, & Balague, 2004; Negrini, Politano, Carabalona, Tartarotti, & Marchetti, 2004; Al-Hazzaa, 2006; Chow, Leung, & Holmes, 2007; Ismaila, & Oriolowo, 2015). Тежина ђачке торбе, нарочито уколико она није распоређена равномерно (торба се носи на једном рамену) има значајног утицаја на развој лумбалног синдрома код деце (Negrini, & Carabalona, 2002; Nicolet, Mannion, Heini, Cedraschi, & Balague, 2014). Чак 82% деце узраста од 11 до 14 година са лумбалним

синдромом свој бол приписују коришћењу ђачке торбе (Shymon et al., 2014). Ови подаци су забрињавајући јер лумбални синдром у младости има важну улогу у развоју хроничног лумбалног синдрома у одраслом добу (Negrini, & Carabalona, 2002; Jones, & Macfarlane, 2005).

У прилог претходној чињеници, када је реч о простору Републике Србије, говори и извештај Института за јавно здравље Србије „Др Милан Јовановић Батут“ (Institut za javno zdravlje Srbije „Dr Milan Jovanović Batut“ [BATUT] 2022) да је у периоду од 2010 до 2020 године број пацијената са обољењима леђа значајно порастао те да овој проблематици треба посветити много већу пажњу. Нарочито треба обратити пажњу на оне факторе који у критичном периоду детињства (пубертет и адолесценција) узрокују промене, било функционалне или структуралне а које се повезују и са дегенеративним променама. Дегенеративне промене на коштано-зглобном апарату се могу идентификовати већ у раној адолесценцији (код дечака узраст од 11 до 15 године), где се дегенеративне промене идентификују код Шлатерове болести (*morbus osgood Schlatter*), али и других деформација и дегенерација карактеристичних за кичмени стуб (Salminen, Erkintalo, Pentti, Oksanen, & Kormanen, (1999); ТЕХТ НЕСК®, 2023).

Како је централни сегмент постуралне равнотеже труп, истраживања која су се бавила ризичним факторима који утичу на дегенеративне процесе првенствено кичменог стуба сугеришу да ово питање захтева сложену анализу њиховог настанка. Уз генетске предуслове (Ala-Kokko, 2002), антропометријски параметри (Videman, Levalahti, & Battié, 2007) и микротрауме, представљају најчешће егзогене факторе међу којима значајно место заузима ОЂТ. Они током раста и развоја могу вршити преоптерећења кичменог стуба и тиме временом имају утицај у етиологији дегенеративних процеса (Miller, Schmatz, & Schultz, 1988; Videman, Nurminen, & Troup, 1990; Videman, & Battié 1999; Hassett, Hart, Manek, Doyle, & Spector, 2003; Macedo, & Battié, 2019).

Дечији скелет има велику количину хрскавице, посебно у регијама као што је кичмени стуб где долази до раста. Ови хрскавичави региони се састоје од зглобне хрскавице, епифазе и апофизе (Vaghela, Parekh, Padsala, & Patel, 2019). Свака од ових структура је подложна различитим врстама повреде. Зглобна хрскавица је подложна чистом стресу, док су епифиза и апофизе подложније понављајућим микро траумама (Whittfield, Legg, & Hedderley, 2001). Истраживања која су се бавила *ин vivo* мерењем

међупршљенског притиска измерила су притисак од око 0,3 МПа на нивоу L3-L4 (опсег 0,27-0,33 МПа) (Dreischarf, Shirazi-Adl, Arjmand, Rohlmann, & Schmidt, 2016). При савијању трупа напред, установљено је повећање међупршљенског притиска од 2.5-3.6 пута (Takahashi, Kikuchi, Sato, & Sato, 2006). Комбинација компресије међупршљенског диска и флексије трупа ка напред изазване ОЂТ, је микротраума која ће изазвати повећање међупршљенског притиска (Zahaf, & Mansouri, 2016; Li, Kwong, Chan, & Kawabata, 2022). Повећани међупршљенски притисак може бити узрочник убрзаног процеса дегенерације диска (Luoma et al. 2000; Zhang al., 2021). У таквом, дегенерисаном диску смањује се ниво течности, док *nucleus pulposus* није у могућности да одржава равномеран притисак на суседном фиброзном прстену и завршним плочама (Adams, & Roughley, 2006; Zahaf, & Mansouri, 2016; Lin, Zhang, Shen, & Zhou, 2022). Фиброзни прстен се састоји од неколико нервних завршетака у свом задњем делу (Raj Arjun, Chandrashekar, & Parth, 2019). Концентрација напона услед компресије и флексије трупа је максимална у задњем делу фиброзног прстена и иритира нервне завршетке који механички узрокују акутни али могу бити и узрок хроничног бола у доњем делу леђа који се најчешће везује за лумбални синдром (Adams, & Roughley, 2006; Mackie, & Legg, 2008). Лумбални синдром представља велики проблем и у полулацији младих широм света и то у узрасту од 9 до 18 година, а распрострањен је међу чак од 40 % младих од 9 до 18 година широм света (Negrini, & Carabalona, 2002; Calvo-Muñoz, Gómez-Conesa, & Sánchez-Meca, 2013).

Помоћна компензаторна мера у постуралној стратегији *зглоба кука*, осим промене позиције трупа у смислу прегипања напред, када је на леђима детета постериорно оптерећење у виду ђачке торбе, јавља се смењење краниовертебралног угла. Краниовертебрални угао представља меру држања главе на врату и у прегледној литератури дефинисан је на основу угла који спајањем образују анатомске тачке десног трагуса уха, *processus spinosus C7* и хоризонталне линије (Raine, & Twomey, 1994; Chasirinukor, Wilson, Grimmer, & Dansie, 2001; Smith, O'Sullivan, & Straker, 2008). Када у условима стајања, постериорно оптерећење у виду ђачке торбе превазилази јачину параспиналних мишића, дете реагује тако што се нагиње напред (Kistner, Fiebert, Roach, & Moore, 2013). Овај компензаторни покрет довешће до померања дететовог тежишта напред (повећања антерио – постериорног индекса) услед чега се повећава ризик од губитка равнотеже и могућности да дете падне (Mosaad, & Abdel-aziem, 2018). У покушају

да успостави равнотежу у усправном ставу, са комбинованим центром тежишта тела (тело – школска торба), дете врши неколико компензаторних промена – спонтано престојаване пршљенова познато у литератури и као серијско изобличење кинетичког ланца (Prentice, 2015):

- 1) *Хипер* – екстензију лумбалних пршљенова, што ће изазвати прекомерну лордозу,
- 2) *Хипер* – флексију торакалних пршљенова, што ће изазвати прекомерну кифозу и
- 3) *Смањење краниовертебралног угла*, што доводи до постуралног синдрома врата. Смањење краниовертебралног угла представља померање главе у сагиталној равни напред у односу на вертикалну линију која пролази кроз тежиште тела и доводи до екстензије у горњем делу а флексије у доњем делу вратних пршљенова (Neumann, 2016). Померање и задржавање положаја главе напред доводи до промене у равнотежном положају мишића у антериорној и постериорној регији вратних пршљенова тако да може доћи до: слабости предњих мишића врата при екстензији, скраћења *m.sternocleidomastoideus-a* и екстензора врата, сабијања постериорних вратних пршљенова док су *m.semispinalis capitis* и *m.levator scapulae* под повећаном тензијом (користе 4 пута већи рад) како би одржали положај главе који омогућава поглед у референтној хоризонталној равни (Kendall, McCreary, Provance, Rodgers, & Romani, 2005; Neumann, 2016; Soamens, & Palastanga, 2018). Ова појачана мишићна активност може изазвати грчеве мишића у регији вратних пршљенова (Neumann, 2016). У прегледној литератури ови грчеви се доводе у везу са напетосту и болом у потиљачном делу врата, главобољама које воде у акутне и хроничне мигрене, а у каснијем животу чак и до инвалидности код одраслих (Kendall et al, 2005; Yip, Chiu, & Poon, 2008; Silva, Punt, Sharples, Vilas-Boas, & Johnson, 2009; Mahmoud, Hassan, Abdelmajeed, Moustafa, & Silva, 2019). Ови налази су потврђени и на нашем поднебљу, где је према извештају Института за јавно здравље Србије „Др Милан Јовановић Батут“ (BATUT, 2022) у периоду од 2010. до 2020. године идентификован већи број пацијената са

обољењима вратног дела кичменог стуба, те да за поменути здравствени проблем етиологија настанка може се довести у везу и са ђачком торбом.

Са аспекта негативног утицаја тежине ђачке торбе на функцију кичменог нервног система код деце треба издвојити могућност тракцијске повреде петог и шестог вратног нервног корена горњег раменог плексуса, познатијег као „парализа рукака“ (Кнарџк, Reynolds, & Harman, 2004; Orr et al. 2021). Ова парализа последица је чврстих нараменица преко доњег пазуха, које под утицајем постериорног оптерећења ђачке торбе врше јак притисак на нерве који излазе из раменог плексуса (Nylund, Mattila, Salmi, Pihlajamäki, & Mäkelä, 2011; Кнарџк, Reynolds, Orr, & Pope, 2016). У литератури која се бавила негативним утицајем ђачке торбе на притисак који остварује на кожу лопатица и врха рамена такође су указале на неповољне последице. За оптерећење које је скоро идентично оптерећењу у нашој студији – 13,8% од телесне масе испитаника, установљено је да су притисци испод нараменица ђачке торбе више од три пута премашили праг за иритацију коже (Holewijn, 1990).

Истраживање на великом узорку деце, узраста 10 до 19 година, утврдило је да су главне околности под којима се јавио бол у леђима: подизање тешких терета (70,7%), одржавање постуре у седећем положају (67,8%) и ношење ђачке торбе (67,4%) (Kędra, Kolwicz-Gańko, Sitarski, Kędra, & Czaprowski, 2019). Бол у леђима не представља само индикатор за болести коштаног-зглобних и фасцијално-лигаментно-мишићних структура (El-Metwally, Salminen, Auvinen, Macfarlane, & Mikkelsson, 2007; Mirskaia, Kolomenskaia, & Siniakina, 2015; Calvo-Lobo et al. 2017), већ може бити узрочник много различитих поремећаја који битно могу нарушити квалитет живота као што су појава акутне и хроничне депресије (Lopez-Lopez et al. 2017; Calvo Lobo et al. 2019) и поремећаја сна (O'Donoghue, Fox, Heneghan, & Hurley, 2009).

Поред значајног утицаја ОЂТ на труп, односно кичмени стуб, ОЂТ се може довести у везу и са успостављањем равнотеже која започиње стратегијом *Скочног зглоба*. Управо стопала имају важну улогу у одржавању равнотеже како у стајању тако и у кретању (Humphrey, & Nemami, 2010; Zhang, & Li, 2013). Равномерно распоређена дистрибуција телесне масе на плантарној регији обезбеђује адекватан положај у односу на карлицу, а самим тим и на кичмени стуб (Rodrigues, Montebelo, & Teodori, 2008). Сигнали механорецептора и проприоцептора на табанској апонеурози обрађују се у централном

нервном систему и на основу њих тело реагује променом свог положаја (Kolarova et al. 2019). Међутим, када су плантарни механоцептори претерано стимулирани гојазношћу или додатним спољашњим оптерећењем какво може бити условљено ОЂТ, квалитет аферентних информација опада и то може довести до поремећаја равнотеже а са тим и држања тела (Hue et al. 2007; Kolarova et al. 2019).

У односу на све претходно усправно држање тела је инхерентно нестабилно и одређено је континуираним одговором на интегрисане сензорне информације из визуелног, проприоцептивног и вестибуларног система (Peterka, & Loughlin, 2004). Условљеност ендогеним и егзогеним факторима који генеришу силе реакције и кретање сегмента тела и удова (у смислу временске одреднице, правца кретања и његове промене) у корелацији је са моторичком компетентношћу и мишићним одговором нарочито када се он успоставља у односу на додато оптерећење. У популацији детету школског узраста најдоминантније оптерећење које је присутно током свакодневних активности је спољашње оптерећење у виду ОЂТ.

Велика тежина ђачке торбе на леђима ученика мења центар тежишта тела и условљава прилагођавање постериорном оптерећењу (Grimmer, Dansie, Milanese, Pirunsa & Trott, 2002). Са повећањем спољашњег оптерећења значајно се повећава нагиб трупа (Grimmer et al. 2002; Hong, & Cheung, 2003; Li, & Hong, 2004; Motmans, Tomlow, & Vissers, 2006; Fiolkowski, Horodyski, Bishop, Williams, & Stylianou, 2006; Chen, Nguyen, & Chen, 2021; Hell, Braunschweig, Grages, Brunner, & Romkes, 2021) и главе напред (Grimmer, Williams, & Gill, 1999; Chasirinukor et al. 2001; Devroey, Jonkers, de Becker, Lenaerts, & Spaepen, 2007; Neiva, Kirkwood, & Godinho, 2009; Kistner et al. 2013; Vaghela, Parekh, Padsala, & Patel, 2019) као и повећан anterioposteriorni притисак на стопала (Rodrigues, Montebelo, & Teodori, 2008; Pau, Corona, Leban, & Pau, 2011; Pau, Mandaresu, Leban, & Nussbaum, 2015; Alfageme-García et al. 2020; Alfageme-García et al. 2021) као одговор механизма моторне контроле да се комбиновани центар тежишта тела и торбе помери напред како би се одржала равнотежа. Комбинација спољашњег оптерећења и степена нагиба трупа и главе доводи до повећања притиска на интервертебралне дискове (Rohlmann, Neller, Claes, Bergmann, & Wilke, 2001; Takahashi, Kikuchi, Sato, & Sato, 2006; Zahaf, & Mansouri, 2016; Li, Kwong, Chan, & Kawabata, 2022) док повећана активација постуралних мишића пружа стабилност кичме (Cholewicki, Simons, & Radebold, 2000;

Granata, & Wilson, 2001). У овом компензаторном положају где је повећан нагиб трупа и главе, студије које су анализирале ову промену, установиле су смањену активност параспиналних а повећање активације рада трбушних мишића са повећањем оптерећења (Kuriyama, & Ito, 2005; Devroey et al., 2007; Hell et al., 2021). Недостатак коконтракције трбушних и леђних мишића је важан показатељ да се оптерећење носи пасивно, што за импликацију може имати дугорочне негативне последице (Devroey et al., 2007). У том смислу, од мишићне компетентност испитаника у смислу издржљивости (постуралних и фазних стабилизатора) и снаге (фазних покретача) трбушних, леђних, рамених и вратних мишића ће зависити степен притиска на интервертебралне дискове што кумулативно може оставити значајне последице по здравље. Зачетак здравствених проблема који су у вези са лошим постуралним статусом настају баш у критичном периоду раста и развоја и поклапају се са школским периодом у којем је у односу на оптерећење најдоминантније је оптерећење тешком ђачком торбом (Dockrell, Simms & Blake, 2013; Romanov, Stupar, Međedović, & Brkin, 2014; Szita et al., 2018).

3.0 ПРЕДМЕТ, ПРОБЛЕМ И ЦИЉ ИСТРАЖИВАЊА

Досадашња истраживања која као проблем третирају додатно оптерећење у виду ђачке торбе на држање тела деце школског узраста, несумњиво интригирају научну јавност али и забрињавају родитеље. Један број студија идентификовао је величину (тежину) додатног оптерећења у виду ђачке торбе, те референтно оптерећење исте, третира опсегу од 10-15% од укупне телесне масе ученика (Dianat, Javadivala, & Allahverdipour, 2011; Spiteriet al., 2017; Perrone, Orr, Hing, Milne, & Pope, 2018) и као таква не би требало да наруши добар равнотежни положај усправног става. Ипак, студије у којима ученици пријављују бол у пределу вратног и лумбалног сегмента при ОБТ (Moore, White, & Moore, 2007; Syazwan, Md Tamrin, & Hashim, 2009) упућују на разматрање проблематике додатног оптерећења и постуралног статуса где би мишићни одговор требало да успостави уравнотежење и обезбеди добро држање тела (Lyu, & LaBat, 2016). Управо стога, **предмет овог истраживања** је постурални статус (статус кичменог стуба и стопала) ученика (дечаци) основношколског узраста, старости 11, 12 и 13 година, а **проблем** се доводи у везу са додатним оптерећење, односно утицајем тежине ђачке торбе на постурални статус.

Циљ истраживања доводи се у везу са идентификацијом промене постуралног статуса и то статуса кичменог стуба и стопала који је условљен утицајем додатног оптерећења у виду ђачке торбе (референтно оптерећење), те идентификацијом мере нарушености постуралног статуса кичменог стуба у односу на мишићну (миогену) способност дечака основношколског узраста, старости 11, 12 и 13 година.

4.0. ХИПОТЕЗЕ ИСТРАЖИВАЊА

У односу на постављени циљ истраживања, у овој студији идентификован је утицај додатног оптерећења у виду ђачке торбе, референтно оптерећење, на постурални статус кичменог стуба (посматран у Сагиталној и Фронталној равни) и стопала (оба), док се постурални статус кичменог стуба доводи у везу са мишићним одговором у смислу постуралне адаптације који је успостављен по ОЂТ а који је условљен мишићном способношћу испитаника (дечаци узраста од 11-13 година). На основу претходног изведена је основна истраживачка хипотеза:

Х_Г – У односу на референтно ОЂТ, при усправном ставу за статус стопала очекују се значајне промене, а за статус постурални кичменог стуба у обе испитиване равни (Фронтална, Сагитална) значајне промене се очекују при постуралном адаптационом одговору који карактерише недовољна мишићна способности испитаника.

Основна истраживачка хипотеза операционализована је на помоћне истраживачке хипотезе:

Х₁ – У односу на референтно ОЂТ, код испитаника се очекују значајне промене у постуралном статусу кичменог стуба посматрано у Фронталној равни при усправном ставу.

Х₂ – У односу на референтно ОЂТ, код испитаника се очекују значајне промене у постуралном статусу кичменог стуба посматрано у Сагиталној равни при усправном ставу.

Х₃ – У односу на референтно ОЂТ, код испитаника се очекују значајне промене у постуралном статусу оба стопала, односно левог и десног а при усправном ставу.

Х₄ – У односу на референтно ОЂТ и успостављени постурални статус кичменог стуба код испитаника се очекују значајне промене у постуралном адаптационом одговору који карактерише недовољна мишићна способност.

5.0 ПРИМЕЊЕНА МЕТОДОЛОГИЈА

Према методолошкој природи ово истраживање је експерименталног карактера, према временској усмерености ова студија представља лонгитудинално истраживање (у две временске тачке), а према степену општости представља оперативно истраживање.

За дефинисање теоријског модела рада и постављање основне хипотезе коришћен је библиографски метод, за прикупљање података коришћене су истраживачке технике тестирања и мерења, које су спроведене по основу експерименталног нацрта овог истраживања (мерење и тестирање), а за анализу прикупљених података и интерпретацију резултата коришћене су математичко статистичке процедуре.

5.1 Експериментални фактор

Експериментални фактор у овом истраживању представља *референтно оптерећење у виду ђачке торбе* (ранац). У односу на досадашње студије у којима ђачка торба представља експериментални фактор, те њен утицај на постурални статус ученика издвајају се следће карактеристике које треба уврстити са циљем што бољег дефинисања и примене експерименталног фактора. Стога, студије указују да:

1. Референтно ОЂТ, односно тежина ђачке торбе процентуално би требало да се креће у опсегу од 10-22% од укупне телесне масе ученика (Pascoe, Pascoe, Wang, Shim, & Kim, 1997; Hong, & Brueggemann, 2000; Negrini, & Carabalona, 2002; Hong & Cheung, 2003; Cavallo, Hlavaty, & Tamase, 2003; Forjuoh, Schuchmann, & Lane 2004; Vaghela, et al., 2019);
2. ОЂТ у Фронталној равни у високом проценту (83%) дистрибуирано је симетрично, торба се носи на оба рамена (Talbot, Bhattacharya, Davis, Shukla, & Levin, 2009);
3. ОЂТ тј. њено позиционирање са задње стране тела у складу са дистрибуцијом садржаја (величина и распоред свезака, књига и сл.) и затегнутости ременова (каишева) торбе, карактеришу центар тежишта који се може довести у везу са променама у држању тела па и микротраумама које се уочавају на појединим ткивима сегмента трупа, активним и пасивним тензорима кичменог стуба. Подаци појединих студија које указују на

импликације у смислу могућих микро траума, третирале су ОЂТ у смислу позиционирања центра тежишта у нивоу Th7, Th12 и L3, наводећи промене у смислу повећања вредности углова (компензација у флексији/екстензији) вратног и лумбалног сегмента кичменог стуба (Grimmer et al., 2002; Singh, & Koh, 2009; Chow, Ou, Wang, & Lai, 2010; Chow et al., 2010; Brzęk et al., 2017).

У односу на све претходно, експериментални фактор у овој студији дефинсан је као додатно оптерећење у виду ђачке торбе где је испоштовано и позиционирање исте (хоризонтално и вертикално), а које по садржају одговара реалним условима на терену (шеточасовни радни дан, 5 дана у недњи, ОШ „Живојин Мишић“, Београд). Експериментални фактор – ђачка торба у овом истраживању има следеће карактеристике:

- 1) Тежине је 6.251 кг, што представља референтно оптерећење, у односу на испитивану популацију у овој студији, ова тежина износила је 13,77 % од укупне телесне масе испитаника;
- 2) ОЂТ је било оптерећено симетричним постериорним позиционирањем на труп, тј. ношење торбе на оба рамена;
- 3) ОЂТ у односу на садржај и центар тежишта позиционирано је у нивоу Th12.

5.2 Опис истраживања

Истраживање је спроведно у лабораторији дијагностичког Центра за Спортско усмеравање „ Покрет за окрет” у Београду, где су у потпуности обезбеђени адекватни услови мерења и тестирања. Истраживање је реализовано у периоду од 25.06.2020. до 20.07.2020. и обухватало је две фазе. Прва фаза обухватала је тестирање моторичких способности испитаника, а друга фаза односила се на морфолошка, постурометријска и бароподометријска мерења.

За прву фазу тестирања предвиђено је време у којем је било неопходно обезбедити пробно тестирање са циљем уочавања могућих грешака при позиционирању испитаника током реализације теста, а које могу утицати на вредности добијених резултата теста (умањити или их повећати). Након пробног тестирања и паузе од 2 дана, испитаници су приступили тестирању у истраживачке сврхе. Тестови којима је испитивана моторика

били су распоређени у складу са процењиваном мишићном регијом и то тако да се једна регија не понавља узастопце, те да се обезбеди довољан период за одмор између тестова. Треба напоменути да је поред пробног тестирања, обезбеђен и услов којим се подиже ниво мотивисаности испитаника током тестирања моторичких способности, односно, толеранција на друге психолошке факторе (умор, анксиозност, нервозу и др.) (Mannion, O'Riordan, Dvorak, & Masharawi, 2011; Demoulin et al., 2016) који се могу јавити због присуства већег броја испитаника и рада у групи, нарочито при вокализацији резултата које мерилац упућује записничару.

Друга фаза обухватила је период од 29.06.2020. до 20.07.2020. и односила се на морфолошка, постурометријска и бароподометријска мерења. Постурометријски и бароподометријски тестови реализовани су у две временске тачке. У првој временској тачки испитаник није био изложен утицају експерименталног фактора, а у другој је примењен експериментални фактор.

Укупно време мерења за обе фазе истраживања по испитанику је трајало око 90 минута. У тестирању је сем аутора истраживања, учествовало и 8 обучених записничара и 6 обучених мерилаца (професора физичког васпитања).

5.3 Узорак испитаника

Узорак испитаника чинило је 45 ученика мушког пола, просечне старости $12,18 \pm 0,86$ година, просечне телесне масе $TM=45,4 \pm 8,52$ кг (Табела 1). У односу на доступан узраст испитаника који је обезбеђен за ово истраживање, избор према полу, правда се искључивањем фактора који током другог (убрзаног) сензитивног периода раста и развоја код девојчица (период пубертета) могу условити интензивније промене на коштаном-мишићном систему (Abernethy et al., 2013). Управо у том периоду убрзаног раста и развоја најчешће се и јавља неправилно држање тела (Schlösser, Vincken, Rogers, Castelein, & Shah, 2015) и то због дибаланса између раста и развоја зглобно-коштаног, лигаментарног и мишићно-тетивног система, а у смислу бржег раста костију и ограничења која се идентификују у виду недовољне мишићне еластичности, посебно постуралних мишића (Urasani et al., 2015). Додатни критеријуми према којима је изабрано 45 ученика били су:

- да немају никаквих акутних оштећења и обољења и да се могу бавити физичким активностима;
- да имају добро држање тела које искључује присуство нервно-мишићног дисбаланса и деформитета кичменог стуба и стопала;
- да немају никакву врсту инвалидитета;
- да своју ђачку торбу носе симетрично преко оба рамена;
- да не похађају никакве организоване праксе и програме спортских активности ван редовних часова физичког васпитања и
- да су током школске године континуирано учествовали на часовима физичког васпитања.

Последња два критеријума додатно сужавају факторе који би могли утицати на варијабилности резултата. Посебно критеријум који се доводи у везу са упражњавањем организоване праксе и програма спортских активности ван редовних часова физичког васпитања, а који се може довести у везу са бољом мишићном компетентности код ученика, па тиме и бољим држањем тела у односу на оне ученике који нису додатно физички активни (Cosma, Pinca, Rusu, Nanu, & Burileanu 2015; Kozinoga et al., 2022). Са друге стране, критеријум који се односи на континуирано похађање часова физичког васпитања, указује да они ученици који то не чине, посебно у овом критичном периоду раста и развоја, када прелазе са динамичног на статичан начин живота, чешће имају успостављену неравнотежу у напетости постуралних мишића, који временом могу довести до озбиљних проблема у држању тела (Cosma et al., 2015).

5.4 Узорак варијабли и примењени инструменти

У истраживању су примењене варијабле у морфолошком простору као и простору у којем се процењује постура кичменог стуба, односно статус стопала као и моторичком простору.

Варијабле морфолошког простора

За простор морфолошких карактеристика дефинисан је само једна варијабла којом је идентификована телесна маса испитаника (ТМ), а добијене вредности су биле од значаја за утврђивање опсега оптерећења примењеног експерименталног фактора. Телесна маса је мерена дигиталном децималном вагом (Seca 803, Medipost).

Опис мерења: Испитаник је бос, одевен у гаћицама или спортском шорцу, стоји са симетрично постављеним стопалима, на средини ваге мирно и у усправном ставу. Вага се налази на равној подлози. Када се бројке на дигиталној ваги стабилизују, мерилац читава резултат.

Оцена: Резултат се читава са прецизношћу од 0,1 кг.

Варијабле за процену постуралног статуса

Постурални статус испитаника оцењен је на основу 10 варијабли, од тога 7 варијабли за оцену постуралног статуса кичменог стуба и 3 варијабле за оцену статуса стопала. Свака од 10 варијабли била је тестирана у две временске тачке, у првој постурални статус без експерименталног фактора, а у другој временској тачци постурални статус испитаника под утицајем експерименталног фактора.

Варијабле за оцену постуралног статуса кичменог стуба су дефинисане у Фронталној и Сагиталној равни и представљају углове које међусобно образују поједини сегмент, а који указују на држање тела. Варијаблама је тестирана позиција/однос вратног, грудног и лумбалног сегмента, а у складу са антропометријским тачкама тела (Raine, & Twomey, 1994; Chasirinukor et al., 2001; Smith, O'Sullivan, & Straker, 2008; do Rosário, 2014; Lyu, & LaBat, 2016; Furlanetto, Sedrez, Candotti, & Loss, 2016; Macedo Ribeiro et al., 2017). Варијабле за оцену статуса стопала обухватале су статус левог, десног и оба стопала, и за сваку од њих дефинисане су следеће 3 квалификације:

1) стопало са нормалним луком,

- 2) стопало са високим луком,
- 3) равнo стопало (Cavanagh, & Rodgers, 1987)
а за статус оба стопала и квалификација:
- 4) различити статус стопала (Rosenbaum, 2016).

Оцена постуралног статуса кичменог стуба, примењени инструментари

Метoде на основу којих се врши процена/оцена статуса кичменог стуба, као златни стандард истиче се радиографија која омогућава квантификовање углова кичме изведених из пршљенова видљивих кроз рендген (De Carvalho, Soave, Ross & Callaghan, 2010; Vacari, Ulbric & Neves, 2013). Велики недостатак радиографије се огледа пре свега у етичности примене јер излаже испитанике штетном зрачењу (Steffen et al., 2010). Друга по валидности, је метода фотометрије која је неинвазивна и омогућава квантификовање углова људског тела без икаквог штетног утицаја, пружајући ефикасне постуралне процене (Iunes, Bevilaqua-Grossi, Oliveira, Castor & Salgado, 2009; Ferriera, Duarte, Maldonado, Bersanetti & Marques, 2011). Треба поменути да ова метода има своје лимите у виду строгих протокола који инструменте којима се врши фотометријска анализа ограничава за рад на терену, већ се дијагностика мора искључиво радити у лабораторијским условима. За примену фотометријске анализе постуралног стауса у лабораторијским условима, неопходно је поштовати строге протоколе и процедуре: При примени ове методе фотографије морају бити високо квалитетне и без изобличења, опрема мора бити прецизно постављена и остати у истом положају током мерења, а простор мора бити калибриран, одговарајуће осветљен и пружати приватност испитанику (Watson, 1998).

У складу са претходним, оцена постуралног статуса кичменог стуба у овој студији, односно вредности за све тастиране варијабле са и без ОЂТ су идентификоване на основу примене система (хардвер и софтвер) фирме Contemplas. Софтвер Templo (Templo_V2018.2_b524_CD) са протоколом “2D in 3 View ”. Камера (серијски број 4002874760) која је коришћена у постуралној анализи је од произвођача „IDS Imaging“, модел UI164xLE-C, тип uEye, Firmware V1.0, interface USB, max. resolution 1280 x 1024, фреквенције 50Hz. Примењени уређај својим хардверским и софтверским делом поред

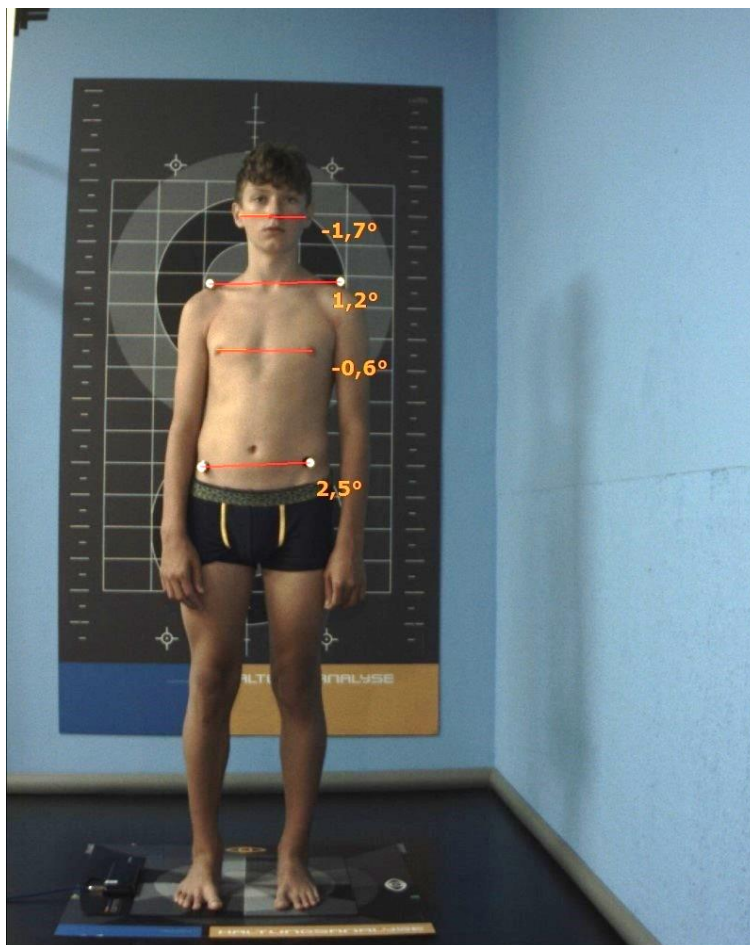
потпуне безбедности испитаника, обезбеђује и могућност аутоматског евидентирања, квантификовања и анализе података испитиване постуре.

За постурална снимања, на анатомске тачке испитаника постављају се ретро рефлектујући маркери преомера 1,9 cm. Испитаник заузима положај пуним стопалим на сензорну плочу, стопала су у ширини кукова и са подједнаким растојањем од уздужне средишне линије. Мелеолуси су у висини попречне средишне линије сензорне плоче (слике 7. и 8.). Како позиција главе је обезбеђења задатим таргетом који је у висини очију испитаника чиме се обезбеђују подједнаки услови мерења испитаника, а у смислу заузимања једног позиционирања тела, сегмента тела, који су уједно у складу са протоколом мерења. Добра процедура мерења поред позиционирања испитаника на сензорну плочу, подразумевала је и припрему испитаника односно упознавање са критеријумима за заузимање позиције на сензорној плочи, позиционирање главе, а при тестирању постуре са ОЂТ и само позиционирање ОЂТ у смислу симетричности оптерећења и позиционирања центра тежишта оптерећења у нивоу Th 12.

Тестирање варијабли Фронталне равни:

У овој равни идентификоване су вредности варијабли са и без ОЂТ (слика 1.):

- Однос држања тела за сегмент главе на основу линије које спајањем образују анатомске тачке оба трагуса је тестиран варијаблом (UF2TRGBT) и дефинише се вредношћу од 0,1 степена.
- Однос држања тела за сегмент раменог појаса на основу линије које спајањем образују анатомске тачке оба акромиона је тестиран варијаблом (UF2ACRBT) и дефинише се вредношћу од 0,1 степена.
- Однос држања тела за сегмент трупа на основу линије које спајањем образују анатомске тачке оба мамила је тестиран варијаблом (UF2MALBT) и дефинише се вредношћу од 0,1 степена.
- Однос држања тела за сегмент карлице на основу линије које спајањем образују анатомске тачке обе *spine iliaca anterior superior* е тестиран варијаблом (UFSIASBT) и дефинише се вредношћу од 0,1 степена.



Слика 1. Фронтална раван антропометријске тачке

Тестирање варијабли Сагиталне равни:

У овој равни идентификоване су вредности варијабли са и без ОБТ:

- Однос држања тела за сегмент главе, тестирана варијабла (USKTRGBT), оцењена је на основу линије које спајањем образују анатомске тачке трагус уха и спољни кантуса ока десне стране и дефинисана је вредношћу од 0,1 степена (слика 2.).



Слика 2. Тестирани угао постуралног статуса, однос десног трагуса уха и спољног кантуса

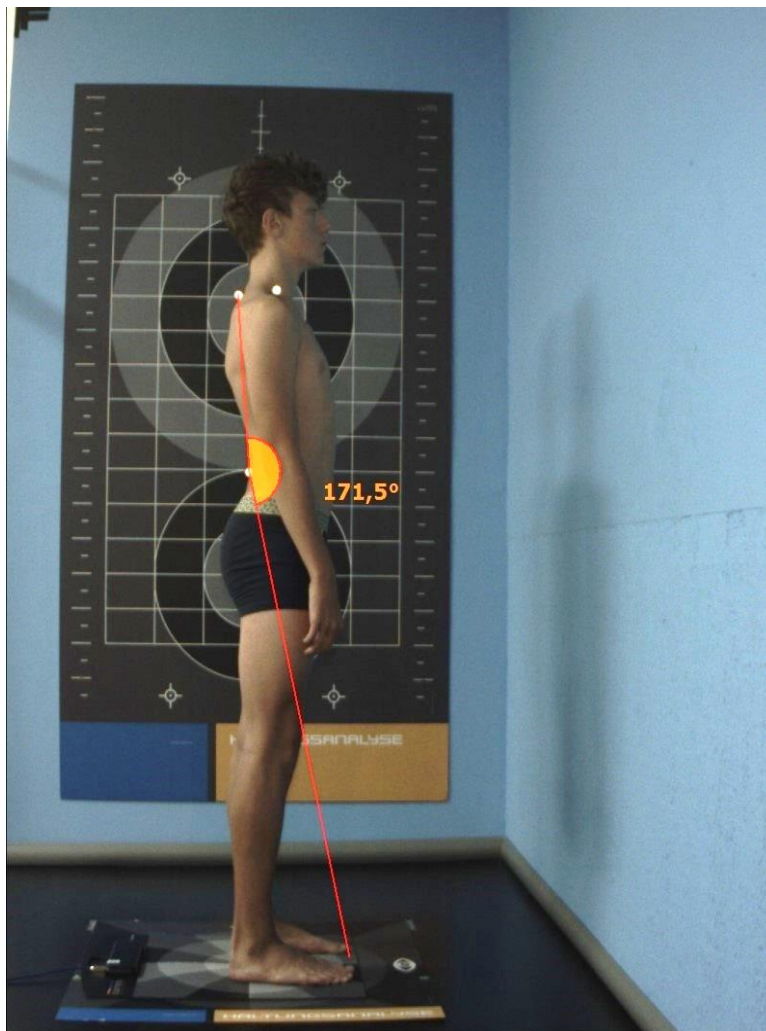
- Однос држања тела, за сегменат раменог појаса, тестирана варијабла образују (USTC7HBT) оцењена је на основу угла који спајањем образују анатомске тачке десног трагуса уха, *processus spinosus C7* и хоризонталне линије и дефинисана је вредношћу од 0,1 степена (слика 3.).



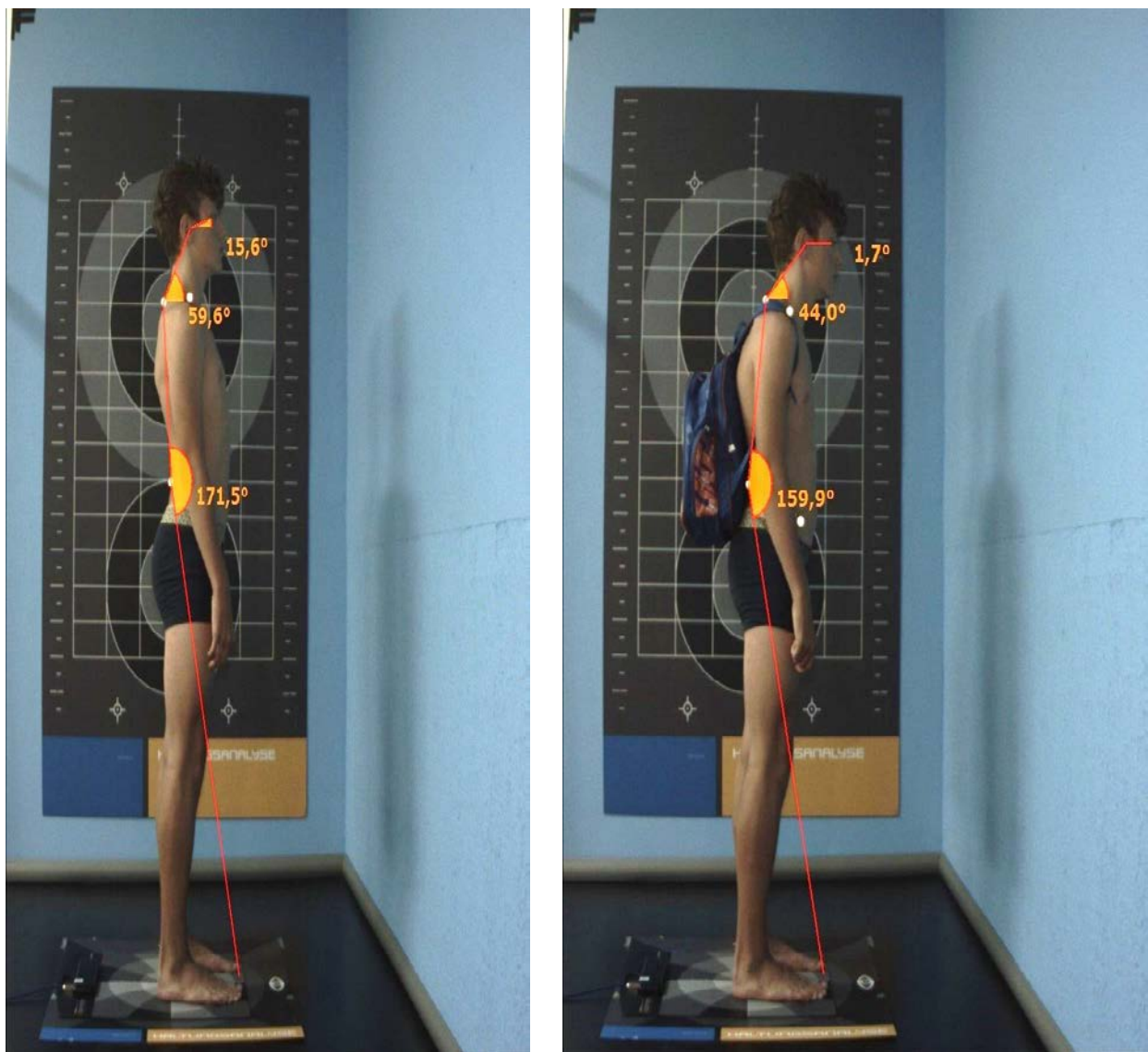
Слика 3. Тестирани угао постуралног статуса однос десног трагуса уха, *processus spinosus C7* и хоризонталне линије

- Однос држања тела, за сегменат карлице и слабина тупа, тестирана варијабла (USTLC7BT) оцењена је на основу угла који спајањем образују

анатомске тачке који чине средња тачка линије која спаја оба велика прста на стопалу, спајање L3-L4 и *procesus spinosus* C7 и дефинисана је вредношћу од 0,1 степена (слика 4.).



Слика 4. Тестирани угао постуралног статуса однос оба велика прста на стопалу, спајање L3-L4 и *procesus spinosus* C7

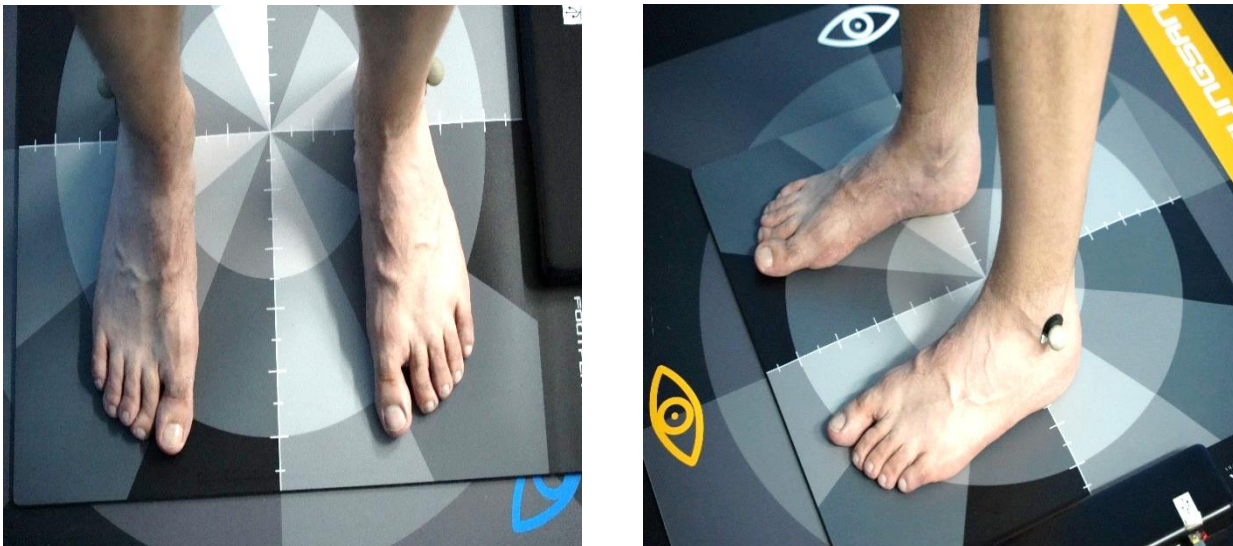


Слика 5. и 6. Сагитална равна антропометријске тачке без и са оптималним ОБТ

Тестирање варијабли за процену статуса стопала

Све варијабле за статуса стопала тестиране су са и без ОБТ, и то за лево и десно стопало као и оба заједно. Примењен је инструмент по методи бароподометрије, сензорна плочи „Footplate Pro“ (Footwork pro, 5.0.7.2, Currex). Модел располаже са 4096 сензора (тип *Capacitive*) распоређених на површини, величине 490 x 490 mm, фреквенција сензора је од 200 Hz, уједно, уређај обезбеђује и дигиталну аутоматску калибрацију, те је обезбеђено добијање егзактних резултата дистрибуције оптерећења стопала на сензорној плочи (Rosenbaum, 2016).

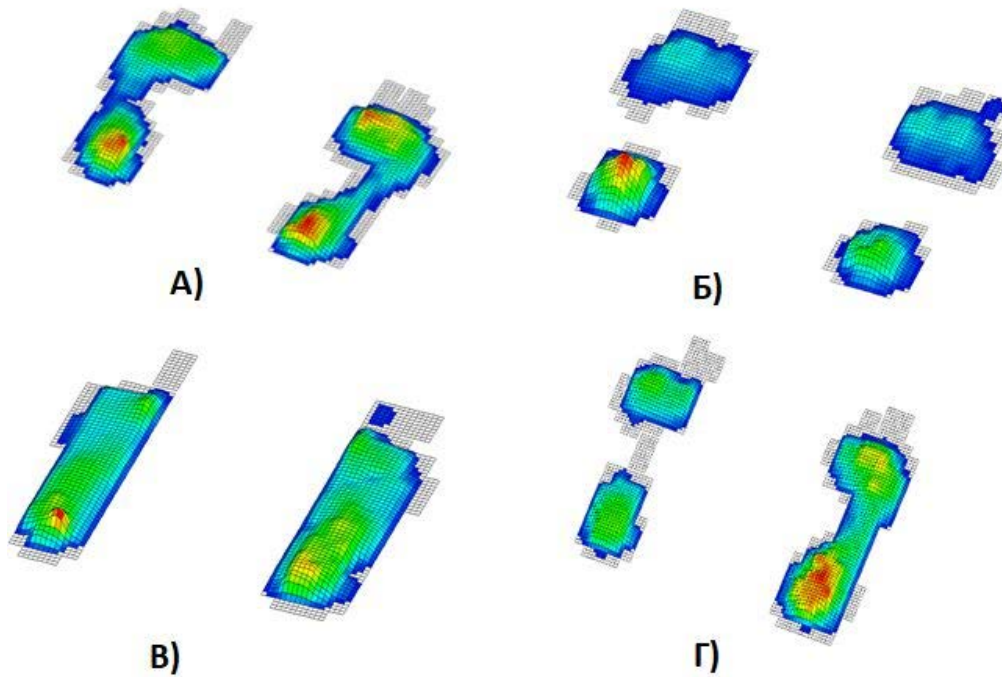
Пре сваког мерења нивелисана је подлога величине 80 x 80 cm на коју се поставља сензорна плоча („FootplatePro“). Током теста који траје 30 секунди, истовремено фотометријско мерење анализирано је у две димензије у три равни (“2D in 3 View”). Испитаник стаје на сензорну плочу са оба стопла, пуно стоплао у ширини кукова и подједнаким растојањем оба стопла од уздужне средишне линије (слике 7. и 8.). Мелеолуси су у висини попречне средишне линије сензорне плоче. Обезбеђена је и припрема испитаника у виду појашњења процедуре, а при тестирању варијабли за процену статуса стопла са ОЂТ, само оптерећење је равномерно распоређено и центар тежишта успостављен на задатом нивоу Th12.



Слика 7. и 8. Правилан положај стопала на сензорној плочи

Тестиране варијабле за свако стопало (SSTOPLBT и SSTOPDBT), као и оба стопала (SSTOP2BT) са и без оптерећења, дефинисана су у складу са реферисаним квалификацијама (Cavanagh, & Rodgers, 1987; Rosenbaum, 2016) (слика 9.) и оценом:

- 1 за стопало са нормалним луком (слика 9. А),
- 2 за стопало са високим луком (слика 9. Б),
- 3 за равно стопало (слика 9. В) и
- 4 за различити статус стопала (слика 9. Г).



Слика 9. Изглед стопала према квалификацијама А), Б), В) и Г), извор: Којић et al., 2021

Сва тестирања су реализована у лабораторијским условима, и обезбеђени су услови осветљења/замрачења као и квалитет и температуре ваздуха (од 22° до 24°С). При тестирању моторике, испитаници су били припремљени за тестирање процедуром увода у тестирање (загревање) које је подразумевало неколико вежби обликовања тела како би се обезбедила довољна радна температура тела. Испитаници су били упознати са свим тестовима у смислу процедуре извођења, начина примене и ваљаности теста. У истраживању су поред аутора учествовали и мериоци који су квалификовани и обучени за реализацију моторичких и постуралних тестова са испитаницима, као и уношење добијених резултата у мерне листе и електронску базу података.

Варијабле за процену моторичких и мишићних способности

За процену моторичког простора дефинисано је 9 варијабли којима је процењивана мишићна способност руку и раменог појаса и трупа. Примењени инструментари су тестови издвојени из Еурофит батерије тестова (Eurofit, 1993; Gajević, 2009), Фаигенбауманове батерије тестова (Faigenbaum, & Westcott, 2009) и Мекгилова батерија тестова (McGill et al., 1999). Од 9 варијабли моторичког простора, са 4 варијабле тестирана је издржљивост кранијално каудалних сегмената трупа. На основу резултата варијабли моторичког простора, мишићни статус испитаника категорисан је у три кластера: добар мишићни статус, слаб мишићни статус и лош мишићни статус. На основу перцентилних вредности, формиране су и групе испитаника према резултатима у Еурофитовим тестовима (Gajević, 2009), Мекгиловим тестовима (Dejanović et al., 2012) и Фаигенбаумановим тестовима (Castro-Piñero et al., 2009; Barton et al., 2017).

Варијабле за процену моторичког простора (моторичких способности/мишићног статуса) су:

- 2 варијабле за процену мишићног статуса за сегменат раменог појаса:
 - 1) Издржај у згибу (**MSEUFBAH**), (Eurofit, 1993; Gajević, 2009) и
 - 2) Склекови под углом од 90° (**MSEUFPUP**), (Faigenbaum, & Westcott, 2009)
- 3 варијабле за процену мишићног статуса за сегменат предње стране трупа:
 - 3) Лежање-сед (**MSEUFSUP**), (Eurofit, 1993; Gajević, 2009),
 - 4) Тест издржљивости флексора трупа (Flexor endurance test) (**MSMCGFET**), (McGill et al., 1999) и
 - 5) Тест склупчати/опружити се (Curl up) (**MSFGBCUP**), (Faigenbaum, & Westcott, 2009)
- 2 варијабле за процену мишићног статуса за сегменат бочне стране трупа:
 - 6) Тест бочног моста леви (Side bridge left) (**MSMCGLSB**) (McGill, et al. 1999) и
 - 7) Тест бочног моста десни (Side bridge right) (**MSMCGRSB**) (McGill, et al. 1999)
- 2 варијабле за процену мишићног статуса за сегменат задње стране трупа:
 - 8) Тест издржљивости екстензора леђа (Back exstensor endurance test) (**MSMCGBET**), (McGill, et al. 1999) и
 - 9) Подизање трупа (Trunk lift) (**MSFGBTLF**), (Faigenbaum, & Westcott, 2009)

Инструменти (тестови) за процену моторичких (мишићне) способности

Издржај у згибу (MSEUFBAH)

Време рада: процењено време укупног трајања теста за једног испитаника износи до два минута.

Број мерилаца и асистента: један мерилац и један асистент

Реквизити: вратило (округла водоравна шипка пречника 2,5 см), штопераца, прибор за бележење резултата (папирни формулар, подметач за писање и оловка)

Опис радног места: тест се изводи у сали на вратилу које је монтирано на висину коју испитаник када стоји испод ње може дохватити без скока

Почетни положај испитаника: Уз помоћ асистента који га подиже и умирује, испитаник потхватом доводи тело у положај виси у згибу. Руке испитаника су у ширини рамена а брада изнад шипке.

Извођење задатка: задатак испитаника је да задржи вис у згибу опруженим телом и ногама што дуже

Завршетак извођења задатка: задатак се прекида кад испитаник:

- спусти браду испод нивоа шипке вратила
- када му се тело или ноге савију
- када издржи у правилном вису 120 секунди

Положај мериоца и асистента: асистент помаже испитанику да дође у почетни положај кад испитаник доведе браду изнад шипке, умирује му тело и измиче се. Мерилац стоји испред и са стране испитаника, укључује штопераца када испитаник доведе браду изнад шипке, контролише положај браде, тела и ногу и мери време издржаја.

Оцењивање: резултат је време у десетинкама секунди од тренутка у коме испитаник започиње издржај виси у згибу до момента када више не може да задржи вис, односно ако издржи 120 секунди или ако се тело или ноге савију. Овај тест се ради само једном. Асистент уписује резултат који му саопшти мерилац.

Напомена: испитаник се може поставити у почетни положај помоћу клупице а може користити и креду за шаке како не би дошло до клизања. Испитаник се коригује уколико постави руке у шири положај и не саопштава му се протекло време у току тестирања. Између тестирања два испитаника крпом се очисти шипка.

Упутство испитанику: мерилац демонстрира правилно извођење задатака и испитанику скреће пажњу због којих неправилности ће се прекинути време на тесту. Овим задатком се испитује изометријска сила мишића руку и раменог појаса. У току теста мерилац мотивише и охрабрује испитаника да што више издржи тест.

Увежбавање: испитаник уз помоћ асистента само краткотрајно има пробу почетног положаја у тесту како за само тестирање не би био изморен.



Слика 10. Издржај у згибу, почетни положај



Слика 11. Издржај у згибу

Склекови под углом од 90° (MSEUFPUP)

Време рада: процењено време укупног трајања теста за једног испитаника износи два минута.

Број мерилаца и асистента: један мерилац и један асистент

Реквизити: штоперица и прибор за бележење резултата (папирни формулар, подметач за писање и оловка)

Опис радног места: за извођење теста потребан је простор минималних димензија 3x2 m.

Почетни положај испитаника: испитаник заузима положај лицем према доле, ка тлу са опруженим рукама постављеним мало шире од рамена и пруженим ногама у положају упора у склеку.

Извођење задатка: држећи леђа права и пружена, испитаник спушта тело док оба лакта не буду под углом од 90 степени, а надлактице паралелне са подом. Испитаник се подиже са тла док не испружи лактове, у почетну позицију и понавља тест што више пута може. Темпо је један склек на сваке три секунде.

Положај мериоца и асистента: мерилац стоји испред и са стране испитаника, укључује штоперицу када испитаник започне извођење теста и на глас броји правилно извођење сваког склека. Асистент клечи иза и бочно у односу на испитаника и мериоцу сигнализира уколико испитаник нарушава правилну технику извођења теста.

Оцењивање: резултат у тесту је број правилно изведених склекова. Тест се ради до исцрпљености испитаника или кад не могу да одрже ритам један склек за три секунде. Овај тест се ради само једном. Асистент уписује резултат који му саопшти мерилац.

Напомена: у току извођења теста ноге су пружене и паралелне, леђа су равна а глава је постављена да испитаник гледа мало испред руку. Испитаник започиње извођење теста у горњем положају у ритму један склек за три секунде. Склекови су континуирани, а мишићи су у стању константне контракције и без одмора.

Упутство испитанику: мерилац демонстрира правилно извођење задатка и испитанику скреће пажњу због којих неправилности се неће рачунати извођење склека. Овом задатком се испитује снага и издржљивост мишића грудног коша, руку и раменог појаса. У току теста мерилац мотивише и охрабрује испитаника да што више пута изведе склек.

Увешбавање: испитаник уз корекције асистента има пробу једног правилног изведеног склека како за само тестирање не би био изморен.



Слика 12. Почетни положај лежећи за рукама



Слика 13. Извођење склека

Лежање-сед (MSEUFSUP)

Време рада: процењено време укупног трајања теста за једног испитаника износи тридесет секунди.

Број мерилаца и асистента: један мерилац и један асистент

Реквизити: струњача, штоперица и прибор за бележење резултата (папирни формулар, подметач за писање и оловка)

Опис радног места: за извођење теста потребан је простор минималних димензија 3x2 m.

Почетни положај испитаника: испитаник исправљених леђа, са прстима шаке које су испреплетене на потиљку, заједно са површином целих лактова, надлактица и подлактица, лежи на струњачи, са савијеним коленима под углом од 90 степени док су му пете и стопала положена усправно у односу на струњачу.

Извођење задатка: на знак мериоца испитаник треба што брже може у времену од 30 секунди, из почетног положаја да направи максималан број прегипања напред, тако да сваки пут лактовима додирне колена и врати се у почетни положај што представља један успешан циклус теста.

Положај мериоца и асистента: Асистент седи лицем према испитанику са раширеним ногама и потколеницама преко испитаникових стопала како би током читавог теста била на тлу и поставља своје руке на испитаникове потколенице, држећи му ноге стабилним и под углом од 90 степени. Мерилац стоји или клечи испред и са стране испитаника, и на његов сигнал кад испитаник започне извођење теста, укључује штоперицу и на глас броји правилно извођење сваког комплетног циклуса.

Оцењивање: резултат у тесту је број правилно изведених циклуса лежања-сед. Тест се изводи у временском интервалу од 30 секунди и ради само једном. Асистент уписује резултат који му саопшти мерилац.

Напомена: мерилац броји искључиво циклусе када испитаник дотакне лактовима колена односно струњачу раменима и лактовима. Неисправан покушај се не рачуна а мерилац гласно исправља испитаника и охрабрује га да брже изводи задатак.

Упутство испитанику: мерилац демонстрира правилно извођење теста уз објашњење да се овим задатком испитује репетитивна снага мишића трбуха и прегипача у зглобу кука. Скреће пажњу испитанику на неправилност покушаја који се не оцењују.

Увешбавање: испитаник уз корекције асистента има пробу једног правилног изведеног циклуса лежање-сед како за само тестирање не би био изморен.



Слика 14. Лежање и сед, почетна позиција



Слика 15. Лежање и сед, извођење задатка

Тест издржљивости флексора трупа (MSMCGFET)

Време рада: процењено време укупног трајања теста за једног испитаника износи пет минута.

Број мерилаца и асистената: један мерилац и један асистент

Реквизити: медицински јастук под углом од 50 степени, танка подлога (струњача) са уцртаном маркацијом од 10 см, штоперица и прибор за бележење резултата (папирни формулар, подметач за писање и оловка)

Опис радног места: за извођење теста потребан је простор минималних димензија 3x2 m.

Почетни положај испитаника: испитаник седи на маркираној струњачи са коленима и куковима савијеним под углом од 90 степени, са рукама укрштено постављеним на супротна рамена ослањајући благо леђа на анатомски јастук, постављен под углом од 50 степени у односу на испитаника.

Извођење задатка: мерилац повлачи уназад анатомски јастук на маркирану позицију удаљену 10 см од леђа испитаника и истовремено активира штоперицу. Испитаник одржава почетну позицију без ослањања на анатомски јастук.

Положај мериоца и асистента: мерилац стоји или клечи бочно у односу на испитаника и прати евентуална одступања од задатог положаја. Асистент седи лицем према испитанику са раширеним ногама и потколеницама преко испитаникових стопала како би током читавог теста била на тлу и поставља своје руке на испитаникове потколенице, држећи му ноге стабилним и под углом од 90 степени како би испитаник током теста имао потпуну равнотежу.

Оцењивање: резултат у овом тесту је време које је испитаник провео у задатом, правилном положају и бележи се у десетинкама. Овај тест се ради само једном. Асистент уписује резултат који му саопшти мерилац.

Напомена: тест се завршава када горњи део тела падне на измакнути анатомски јастук, уколико је у правилном положају издржао максимум времена за овај тест - 300 секунди или након што је од мериоца добио три опомене за неправилан положај. Опомену од мериоца испитаник добија ако је:

- уколико врхови прстију укрштено не додирују рамена
- уколико се лактови одвоје од трупа
- уколико уради прегибање главе ка напред

- уколико уради прегипање трупа унапред
- уколико жмури у току теста

Упутство испитанику: мерилац демонстрира правилно извођење задатака уз објашњење да се овим задатком испитује изометријска сила флексора трупа. Скреће пажњу испитанику на неправилности у положају тела због којих се добија опомена. У току теста мерилац мотивише и охрабрује испитаника да што дуже истраје у правилном положају.

Увежбавање: испитаник пре самога теста заузима правилан положај и уз подршку асистента остаје у испитиваном положају на пар секунди како за само извођење задатка не би био изморен.



Слика 16. Тест издржљивости флексора трупа – почетак тестирања



Слика 17. Тест издржљивости флексора трупа

Тест склупчати/опружити се (MSFGBCUP)

Време рада: процењено време укупног трајања теста за једног испитаника износи четири минута.

Број мерилаца и асистената: један мерилац и један асистент.

Реквизити: струњача (простирка), самолепљива трака, штоперница и прибор за бележење резултата (папирни формулар, подметач за писање и оловка).

Опис радног места: за извођење теста потребан је простор минималних димензија 3x2 м.

Почетни положај испитаника: Испитаник лежи на леђима са лицем према горе, на струњачи са савијеним коленима под углом од 140 степени. Ослонац му је на пуним стопалима, а руке су му пружене и паралелне са трупом, длановима окренутим ка струњачи тако да му је највиши прст у равни траке која је залепљена хоризонтално у односу на испитаника. Друга трака, такође хоризонтално залепљена налази се на 11 см од прве, у супротном смеру од испитаникове испружене руке.

Извођење задатка: Испитаник се полако подиже, клизећи прстима преко траке и струњаче док врхови прстију не дођу на другу страну, до линије маркације друге траке а затим се враћа у почетни положај.

Положај мериоца и асистента: мерилац стоји или клечи бочно у односу на испитаника и прати евентуална одступања од задатог положаја. Асистент клечи са супротне стране мериоца и такође мериоцу и испитанику саопштава одступања од правилне технике извођења.

Оцењивање: резултат у овом тесту је укупан број подизања. Тест је ограничен на 75 подизања. Овај тест се ради само једном. Асистент уписује резултат који му саопшти мерилац.

Напомена: у резултат ће ући само правилно изведени циклуси подизања. Неће се рачунати циклус у коме:

- испитаници повијају рамена током теста, јер ће врховима прстију можда моћи да пређу на другу страну траке за тестирање пуким померањем руку и рамена горе-доле.
- испитаници не смеју на силу рукама да „допиру“ преко мерне траке, већ једноставно нека пусте руке да се пасивно крећу дуж струњаче као одговор на деловање трупа.
- уколико један циклус траје дуже од 3 секунде
- рамена нису подигнута минимум 2 см
- глава додирује струњачу
- пете се одлепе од тла

Упутство испитанику: мерилац демонстрира правилно извођење задатака уз објашњење да се овим задатком испитује трбушна снага и издржљивост. Скреће пажњу испитанику на неправилности у положају тела због којих се не рачуна циклус. У току теста мерилац мотивише и охрабрује испитаника да што дуже истраје у извођењу задатка.

Увежбавање: испитаник пре самога теста заузима правилан положај и уз подршку асистента изводи правилно подизање највише два пута, како за само извођење задатка не би био изморен.



Слика 18. Тест склупчати/опружити се почетна позиција



Слика 19. Тест склупчати/опружити се - извођење

Тест бочног моста леви (MSMCGLSB) и тест бочног моста десни (MSMCGRSB)

Време рада: процењено време укупног трајања теста за једног испитаника износи три минута за једну страну односно 6 минута за обе стране.

Број мерилаца и асистената: један мерилац и један асистент.

Реквизити: струњача (која ће омогућити комфоран осећај за лактове и стопала испитаника), штоперица и прибор за бележење резултата (папирни формулар, подметач за писање и оловка).

Опис радног места: за извођење теста потребан је простор минималних димензија 3x2 m.

Почетни положај испитаника: испитаник је на боку, са лактом, трупом, куковима, ногама и стопалима ослоњен на струњачу. Цело тело је паралелно у односу на хоризонталну ивицу струњаче. Ноге испитаника су опружене а горња нога је постављена испред доње ноге на струњачи. Друга рука је постављена на супротно раме.

Извођење задатка: испитаник врши издржај, подижући ноге, кукове и труп са струњаче, одржавајући положај бочног планка само површином лакта и стопалима. Цело тело испитаника треба да је паралелно у односу на хоризонталну ивицу струњаче. Ноге испитаника су опружене а горња нога је постављена испред доње ноге на струњачи. Друга рука је постављена на супротно раме.

Положај мериоца и асистента: мерилац клечи испред и бочно у односу на испитаника и прати евентуална одступања од задатог положаја. Асистент клечи са супротне стране мериоца и такође мериоцу и испитанику саопштава одступања од правилног положаја извођења.

Оцењивање: резултат у овом тесту је време које је испитаник провео у задатом, правилном положају и бележи се у десетинкама. Овај тест се ради само једном (по једном у леву и једном у десну страну). Асистент уписује резултат који му саопшти мерилац.

Напомена: тест се завршава када испитанику потколеница, натколеница, кук или било који део тела сем стопала и држећег лакта додирну струњачу, односно, након што је од мериоца добио три опомене за неправилан положај. Опомену од мериоца испитаник добија у случају:

- уколико му слободна рука није на супротном рамену
- уколико помера главу (глава мора бити у оси симетрије трупа)

- уколико подиже и спушта кукове (уколико није у константној изометријској контракцији)
- уколико жмури у току теста

Упутство испитанику: мерилац демонстрира правилно извођење задатака уз објашњење да се овим задатком испитује издржљивост бочних флексора трупа. Скреће пажњу испитанику на неправилности у положају тела због којих може добити опомену. У току теста мерилац мотивише и охрабрује испитаника да што дуже истраје у извођењу задатка.

Увежбавање: испитаник пре самога теста заузима правилан положај уз подршку асистента и одржава га највише три секунде, како за само извођење задатка не би био изморен.



Слика 20. Тест бочног моста десни

Тест издржљивости екстензора леђа (MSMCGBET)

Време рада: процењено време укупног трајања теста за једног испитаника износи три минута.

Број мерилаца и асистената: један мерилац и један асистент.

Реквизити: поклопац шведског сандука, штоперица и прибор за бележење резултата (папирни формулар, подметач за писање и оловка).

Опис радног места: за извођење теста потребан је простор минималних димензија 3x2 m.

Почетни положај испитаника: испитаник лежи предњим делом потколенице и натколенице на шведском сандуку а у висини *spina iliaca anterior superior* труп му висе преко ивице сандука. Испитаник, са рукама паралелно постављених преко груди додирујући врховима прстију рамена, се ослања лактовима о тло док му је глава у продужетку трупа. Асистент седи преко испитаникових потколеница, додатно га рукама придржава у регији, натколеница, тако да својим притиском не изазове нелагодност. Висина шведског сандука је нешто виша од 25 см.

Извођење задатка: из почетног положаја на знак мериоца, испитаник подиже горњи део трупа до хоризонталног положаја, паралелно са подом, и одржава тај положај што је могуће дуже.

Положај мериоца и асистента: мерилац клечи бочно у односу на испитаника и прати евентуална одступања од задатог положаја. Асистент седи преко испитаникових натколеница, додатно га рукама придржава у регији потколеница, на начин да својим притиском неизазове нелагодност

Оцењивање: резултат у овом тесту је време које је испитаник провео у задатом, правилном положају и бележи се у десетинкама. Овај тест се ради само једном. Асистент уписује резултат који му саопшти мерилац.

Напомена: тест се завршава када испитаник горњим делом трупа или рукама додирне подлогу, када за 25 см падне у односу на хоризонталу, односно, након што је од мериоца добио три опомене за неправилан положај. Опомену од мериоца испитаник добија у случају:

- уколико му врхови прстију не додирују рамена
- уколико је лактове одвојио од груди

- уколико помера главу (глава мора бити у оси симетрије трупа)
- уколико подиже и спушта труп (уколико није у константној изометријској контракцији)
- уколико жмури у току теста

Упутство испитанику: мерилац демонстрира правилно извођење задатака уз објашњење да се овим задатком испитује издржљивост екстензора леђа. Скреће пажњу испитанику на неправилности у положају тела због којих може добити опомену. У току теста мерилац мотивише и охрабрује испитаника да што дуже истраје у извођењу задатка. Асистент води рачуна о безбедности испитаника и након теста му помаже да сиђе са шведског сандука.

Увежбавање: испитаник пре самога теста заузима правилан положај уз подршку асистента и одржава га највише три секунде, како за само извођење задатка не би био изморен.



Слика 21. Тест издржљивости екстензора леђа

Подизање трупа (MSFGBTLF)

Време рада: процењено време укупног трајања теста за једног испитаника износи један минут.

Број мерилаца и асистената: један мерилац и један асистент.

Реквизити: простирка, лењир и прибор за бележење резултата (папирни формулар, подметач за писање и оловка).

Опис радног места: за извођење теста потребан је простор минималних димензија 3x2 m.

Почетни положај испитаника: испитаник лежи на грудима, лицем надолу на простирци док су му ножни прсти усмерени ка назад а дланови плантарном страном постављени испод бутина, додирујући дорзалном страном простирку.

Извођење задатка: из почетног положаја на знак мериоца, испитаник полако и контролисано подиже горњи део тела са пода колико год може више. Глава мора да му буде у оси симетрије кичменог стуба. Испитаник држи овај положај три до пет секунде док се мери удаљеност од пода до браде а затим се враћа у почетни положај.

Положај мериоца и асистента: мерилац клечи бочно у односу на испитаника и путем лењира мери резултат. Асистент стоји са супротне стране, обавештава мериоца о евентуалним неправилностима и бележи резултате.

Оцењивање: резултат у овом тесту је удаљеност од пода до браде и бележи се у сантиметрима. Овај тест се ради два пута а рачуна се бољи резултат. Асистент уписује резултат који му саопшти мерилац.

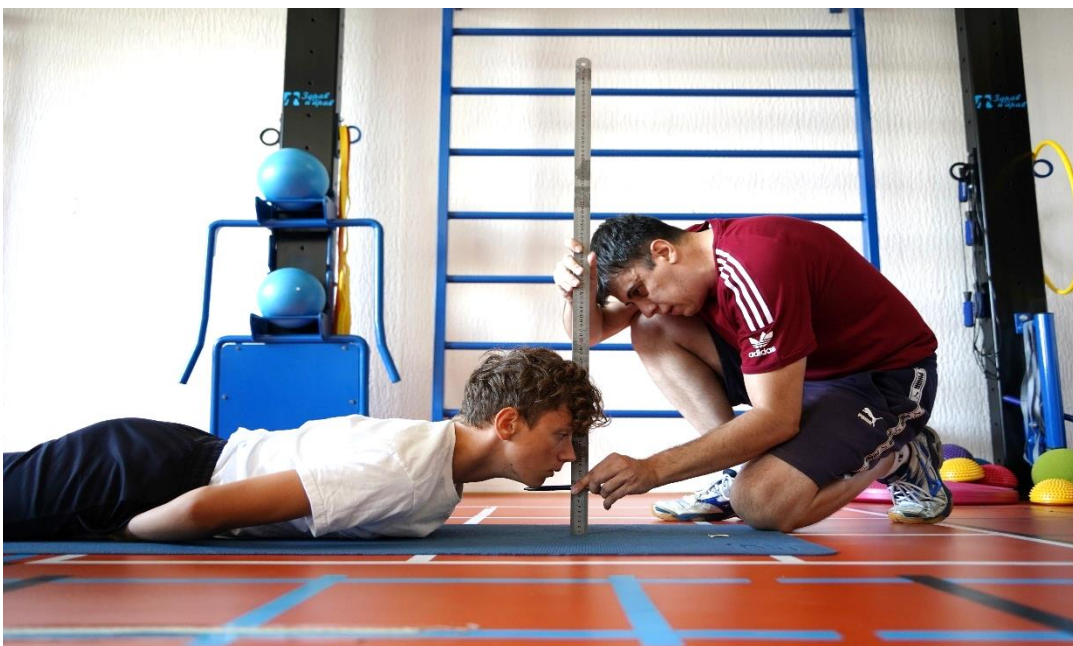
Напомена: испред испитаникове главе у линији са очима, на простирку се поставља новчић (или неки други маркер) на који испитаник погледом треба да се фокусира током целог покрета како би глава остала у оси симетрије са трупом. Положај се мора држати довољно дуго, у трајању од три до пет секунде, да би се извршило мерење растојања од пода до браде.

Упутство испитанику: мерилац демонстрира правилно извођење задатака уз објашњење да се овим задатком испитује снагу, флексибилност и издржљивост екстензора леђа и врата. Посебан акценат у објашњењу ставља на новчић (маркер) који испитаник треба да фокусира погледом.

Увежбавање: испитаник нема пробни покушај



Слика 22 – Подизање трупа – почетна позиција



Слика 23. Подизање трупа – извођење задатка

5.5 Статистичка обрада података

За потребе добијања егзактних резултата постурометријских мерења, дошло се помоћу ретро рефлектујућих маркера којима су се означавале унапред маркиране анатомске тачаке а затим је цртање и израчунавање углова вршено помоћу софтвера Templo са протоколом “2D in 3 View”. На основу претходно дефинисаних и маркираних анатомских тачака цртање углова алатима у софтверу спровео је аутор ове дисертације, а уз контролу двоје сертификованих стручњака за фотометријска мерења који су у случају примедбе на уцртане углове уз стручну аргументацију доносили коначан суд о положају каракова угла. Добијене бароподометријске резултате футпринта (footprints) оценио је такође аутор ове дисертација као и двоје сертификованих стручњака за бароподометријска мерења независно једни од других. У случају неслагања у дефинисању статуса стопала резултат је решен заједничком аргументованом одлуком сва три мериоца.

У статистичкој методи обраде података утврђени су основни дескриптивни статистици варијабли: аритметичка средина (AS), стандардна девијација (S) минималне (MIN) и максималне (MAKS) вредности резултата мерења. Резултати су приказани табеларно и графички.

Одступање резултата од нормалне дистрибуције на граничном нивоу значајности од $p \leq 0,05$ утврдило се тестирањем нормалитета дистрибуције података Шапиро-Вилк (SW) тестом за мале узорке.

За утврђивање квантитативних разлика између група испитаника унутар система варијабли постуралног статуса била је примењена мултиваријатна анализа варијансе (MANOVA), униваријатне разлике израчунате су применом униваријатне анализе варијансе (ANOVA). За тачно дефинисање разлика између група користило се Бонферонијево поређење са статистичком значајношћу од $p \leq 0,016$.

Ради утврђивања промена у варијаблама кичменог стуба у сагиталној и фронталној равни са и без школске торбе, примењен је т тест упарених узорака, а у варијаблама у којима је утврђено статистички значајно одступање од нормалне дистрибуције резултата, примењен је Вилкоксонов тест ранга.

Утврђивање разлика у статусу стопала са и без торбе утврђено је применом Вилкоксоновог теста ранга. Ниво закључивања статистичке значајности је био у свим

случајевима на граничном нивоу од $p \leq 0.05$. Сви подаци обрађени су у статистичком програму ИБМ СПСС 20.

6.0. РЕЗУЛТАТИ

6.1 Дескриптивна статистика узорка испитаника

Целокупан узорак обухватио је 45 испитаника мушког пола просечне старости $12,18 \pm 0,86$ година и просечне телесне масе $TM=45,4 \pm 8,52$ kg (Табела 1).

Табела 1. Опис узорка

	N	Min	Max	AS	S
Године (год.)	45	10.7	13.6	12.18	0.86
Телесна маса (0,1 kg)	45	301	702	453.96	85.23

Легенда: N – узорак испитаника, Min – минимални забележени резултат, Max – максимални забележени резултат, AS – аритметичка средина, S – стандардна девијација

6.1.1 Дескриптивна статистика постурални статус кичменог стуба без ОЂТ – Фронтална равна

Може се констатовати сигнификантно одступање од нормалне дистрибуције у варијаблима за процену постуралног статуса кичменог стуба у Фронталној равни без ОЂТ на раменима у три од четири анализираних варијабле: Угао у Фронталној равни два трагуса без ОЂТ ($SWp=0.01$), Угао у Фронталној равни два акромиона без ОЂТ ($SWp=0.01$) и Угао у Фронталној равни два *sias* без ОЂТ ($SWp=0.01$) не припадају нормалној дистрибуцији резултата, док се Угао у Фронталној равни два мамила без ОЂТ ($SWp=0.06$) може сматрати да припада уколико се не констатује супротно (Табела 2).

Табела 2. Дескриптивна статистика углова у Фронталној равни без ОЂТ

Варијабла	AS	S	SWp
Угао у Фронталној равни два трагуса без ођт	1.28	2.90	0.01
Угао у Фронталној равни два акромиона без ођт	1.62	2.38	0.01
Угао у Фронталној равни два мамила без ођт	2.24	1.51	0.06
Угао у Фронталној равни два sias без ођт	0.81	2.33	0.01

Легенда: AS – аритметичка средина; S – стандардна девијација; SWp – ниво статистичке значајности Шапиро Вилк коефицијента

6.1.2 Дескриптивна статистика постурални статус кичменог стуба са ОЂТ – Фронтална раван

Прегледом резултата нормалности дистрибуције за све анализирани варијабле за процену стања постуралног статуса кичменог стуба у Фронталној равни са ОЂТ (табела 3) може се констатовати да је забележено само једно статистички значајна одступања добијене дистрибуција резултата од нормалне (теоријске) дистрибуције ни ($p > 0,01$) и то у варијабли Угао у Фронталној равни два sias са ОЂТ ($SWp = 0.01$). У осталим анализираним варијаблима нема статистички значајних одступања.

Табела 3. Дескриптивна статистика углова у Фронталној равни са ОЂТ

Варијабла	AS	S	SWp
Угао у Фронталној равни два трагуса са ођт	1.06	3.13	0.47
Угао у Фронталној равни два акромиона са ођт	1.49	1.92	0.14
Угао у Фронталној равни два мамила са ођт	2.57	1.80	0.43
Угао у Фронталној равни два sias са ођт	1.03	2.67	0.01

Легенда: AS – аритметичка средина; S – стандардна девијација; SWp – ниво статистичке значајности Шапиро Вилк коефицијента

6.1.3 Дескриптивна статистика постурални статус кичменог стуба без ОЂТ – Сагитална раван

Прегледом резултата нормалности дистрибуције за све анализирани варијабле за процену стања постуралног статуса кичменог стуба у Сагиталној равни без ОЂТ (табела 6) може се констатовати да нису забележена статистички значајна одступања добијених дистрибуција резултата од нормалне (теоријске) дистрибуције ни ($p > 0,01$).

Табела 4. Дескриптивна статистика углова у сагиталној равни без ОЂТ

Варијабла	AS	S	SWp
Угао у Сагиталној равни кантус трагус без ођт	10.60	7.33	0.06
Угао у Сагиталној равни трагус, C7, хоризонтала без ођт	51.46	4.08	0.46
Угао у Сагиталној равни два тонила, L3-L4, C7, без ођт	167.37	3.85	0.75

Легенда: AS – аритметичка средина; S – стандардна девијација; SWp – ниво статистичке значајности Шапиро Вилк коефицијента

6.1.4 Дескриптивна статистика постурални статус кичменог стуба са ОЂТ – Сагитална раван

Забележено је само одступање од нормалне дистрибуције резултата у варијабли Угао у Сагиталној равни трагус, C7, хоризонтала са ОЂТ ($SWp=0.01$), док се у осталим анализираним варијаблама са ОЂТ, не уочавају сигнификантна одступања од нормалне дистрибуције (Табела 5).

Табела 5. Дескриптивна статистика углова у сагиталној равни са ОЂТ

Варијабла	AS	S	SWp
Угао у Сагиталној равни кантус трагус без ођт	10.69	6.89	0.46
Угао у Сагиталној равни трагус, C7, хоризонтала са ођт	52.28	4.64	0.01
Угао у Сагиталној равни два тонила, L3-L4, C7 са ођт	162.33	3.52	0.59

Легенда: AS – аритметичка средина; S – стандардна девијација; SWp – ниво статистичке значајности Шапиро Вилк коефицијента

6.1.5 Разлике у стању постуралног статуса кичменог стуба у Фронталној равни и Сагиталној равни

С обзиром да у овим варијаблама (Угао у Фронталној равни два мамила без ОЂТ и Угао у Фронталној равни два мамила са ОЂТ) нису констатована статистички значајна одступања од нормалне дистрибуције, примењен је т тест упрених узорака, док ће се за преостале три варијабле у фронталној равни приликом утврђивања разлика користити Вилкоксонев тест ранг.

На основу резултата т теста упарених узорака и његове статистичке значајности ($p=0.22$) за варијаблу Угао у Фронталној равни два мамила са и без ОЂТ, може се констатовати да нема сигнификатне разлике у овој варијабли при вредности $t= -1.23$ када су посматране промене у овом углу постуралног статуса кичменог стуба са и без ОЂТ (табела 6).

Табела 6. Разлике у стању постуралног статуса кичменог стуба у Фронталној равни са и без ОЂТ

Парови варијабли	AS1	AS2	Разлика AS	t	p
Угао у Фронталној равни два мамила без ођт	2.24	2.57	-0.33	-1.23	0.22
Угао у Фронталној равни два мамила са ођт					

Легенда: AS1 и AS2 – аритметичке средине, t – вредност т тест упарених узорака; p – ниво статистичке значајности

Утврђивање разлике у стању постуралног статуса кичменог стуба код испитаника са и без ОЂТ утврђено је Вилкоксоневим тестом ранга (табела 7). На основу Z вредности и његове статистичке значајности може се увидети да не постоји сигнификантна разлика између анализираних варијабли Угао у Фронталној равни два трагуса ($p=0.72$), Угао у Фронталној равни два акромиона ($p=0.71$) и Угао у Фронталној равни два sias ($p=0.24$) са и без ОЂТ.

Табела 7. Разлике у стању постуралног статуса кичменог стуба у Фронталној равни са и без ОЂТ

Варијабла	AS Rank	Z	p
Угао у Фронталној равни два трагуса са ођт - Угао у Фронталној равни два трагуса без ођт	18.98	-0.36	0.72
Угао у Фронталној равни два акромиона са ођт - Угао у Фронталној равни два акромиона без ођт	22.91	-0.37	0.71
Угао у Фронталној равни два sias са ођт - Угао у Фронталној равни два sias без ођт	21.79	-1.19	0.24

Легенда: AS Ранка – аритметичка средина ранка; Z – вредност Вилскоксовог теста ранга, p – ниво статистичке значајности

Величина утицаја за варијаблу Угао у Фронталној равни два трагуса са и без ОЂТ износи 0.05 што указује на изузетно мали утицај величине разлика према Кохен (Cohen, 1988), за варијаблу Угао у Фронталној равни два акромиона са и без ОЂТ износи 0.05 што је мали утицај величине разлика, док за варијаблу Угао у Фронталној равни два sias са и без ОЂТ износи 0.18 што је опет мали утицај величине разлика.

Медијана резултата у варијабли за процену постуралног статуса кичменог стуба у фронталној равни са и без ОЂТ је на сличном нивоу посматрана на 50-том перцентилу (Табела 8).

Табела 8. Дескриптивна статистика

Варијабла	N	Перцентили		
		25th	50th (Median)	75th
Угао у Фронталној равни два трагуса без ођт	45	-1.800	2.500	4.000
Угао у Фронталној равни два акромиона без ођт	45	- .800	2.200	3.550
Угао у Фронталној равни два sias без ођт	45	-1.350	.700	2.750
Угао у Фронталној равни два трагуса са ођт	45	-1.650	1.600	3.200
Угао у Фронталној равни два акромиона са ођт	45	- .400	1.800	2.900
Угао у Фронталној равни два sias са ођт	45	-1.650	2.000	3.300

У сагиталној равни због утврђених одступања од нормалне дистрибуције резултата у варијабли Угао у Сагиталној равни трагус, С7, хоризонтала са ОЂТ, приликом утврђивања разлика примењен је Вилкоксонев тест ранга, док се у преостале две варијабле, применио t тест упарених узорака.

На основу резултата t теста упарених узорака (табела 9) може се закључити да постоји статистички значајне разлика ($p=0,01$) између два мерења са и без ОЂТ у варијабли Угао у Сагиталној равни два тонила, L3-L4, С7, без ОЂТ - Угао у Сагиталној равни два тонила, L3-L4, С7, са торбом са већим вредностима угла на мерењу без торбе.

У другој посматраној варијабли Угао у Сагиталној равни кантус трагус без ОЂТ - Угао у Сагиталној равни кантус трагуса са ОЂТ, сигнификантне разлике нису констатоване ($p=0.93$).

Табела 9. Разлике у стању кичменог стуба у сагиталној равни са и без ОЂТ

Парови варијабли	AS1	AS2	Разлика AS	t	p
Угао у Сагиталној равни кантус трагус без ођт – Угао у Сагиталној равни кантус трагус са ођт	10.60	10.69	-0.09	-0.09	0.93
Угао у Сагиталној равни два тонила, L3-L4, С7 без ођт - Угао у Сагиталној равни два тонила, L3-L4, С7, са ођт	167.37	162.34	5.03	8.74	0.01

Легенда: AS1 и AS2 – аритметичке средине, t – вредност t тест упарених узорака; p – ниво статистичке значајности

Утврђивање разлике у стању постуралног статуса кичменог стуба у Сагиталној равни код испитаника са и без ОЂТ утврђено је Вилкоксоневим тестом ранга (табела 10). На основу Z вредности и његове статистичке значајности може се увидети да не постоји сигнификантна разлика у варијабли Угао у Сагиталној равни трагус, С7, хоризонтала са ОЂТ и без ОЂТ ($p=0.40$) при вредности $Z=-0.85$.

Табела 10. Разлике у стању постуралног статуса кичменог стуба у сагиталној равни са и без ОЂТ

Варијабла	AS Rank	Z	p
Угао у Сагиталној равни трагус, С7, хоризонтала са ођт –	19.20	-0.85	0.40
Угао у Сагиталној равни трагус, С7, хоризонтала без ођт	25.80		

Легенда: AS Rank – аритметичка средина ранка; Z – вредност Вилскоксовог теста ранга, p – ниво статистичке значајности

Величина утицаја за варијаблу Угао у Сагиталној равни трагус, С7, хоризонтала са и без ОЂТ износи 0.12 што указује на мали утицај величине разлика према Кохен (Cohen, 1988).

Медијана резултата у варијабли за процену постуралног статуса кичменог стуба у сагиталној равни са и без ОЂТ је на сличном нивоу посматрана на 50-том перцентилу (табела 11).

Табела 11. Дескриптивна статистика

Варијабла	N	Перцентили		
		25th	50th (Median)	75th
Угао у Сагиталној равни трагус, С7, хоризонтала без ођт	45	48.600	51.200	54.500
Угао у Сагиталној равни трагус, С7, хоризонтала са ођт	45	49.250	52.500	54.050

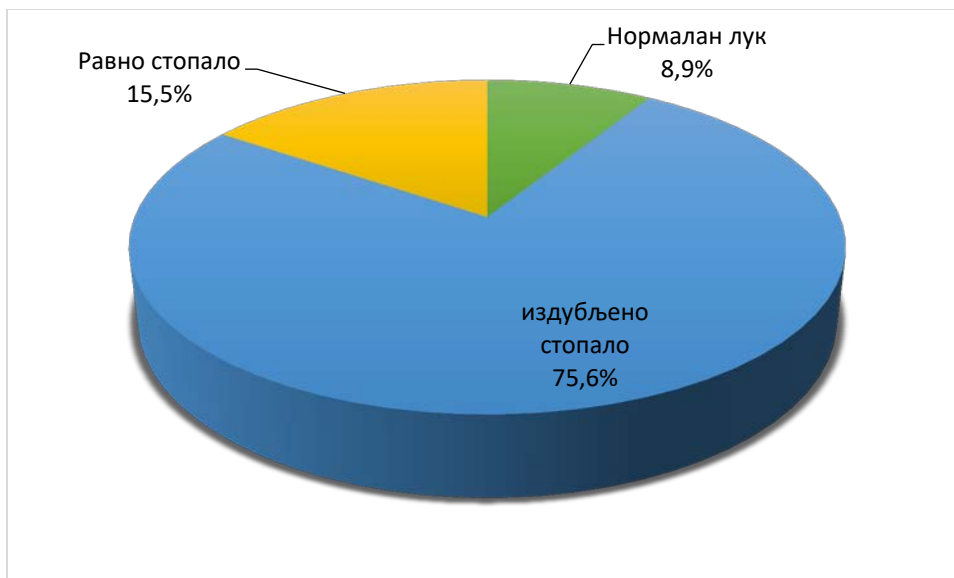
6.2 Статус стопала без и са ОБТ

Посматрајући статус левог стопала без ОБТ, може се констатовати да је 13,3% испитаника имало нормалан свод стопала, равно стопало 20% испитаника, док је у највећем проценту био заступљен висок лук „издубљено стопало“ са чак 66,7% испитаника (графикон 1).



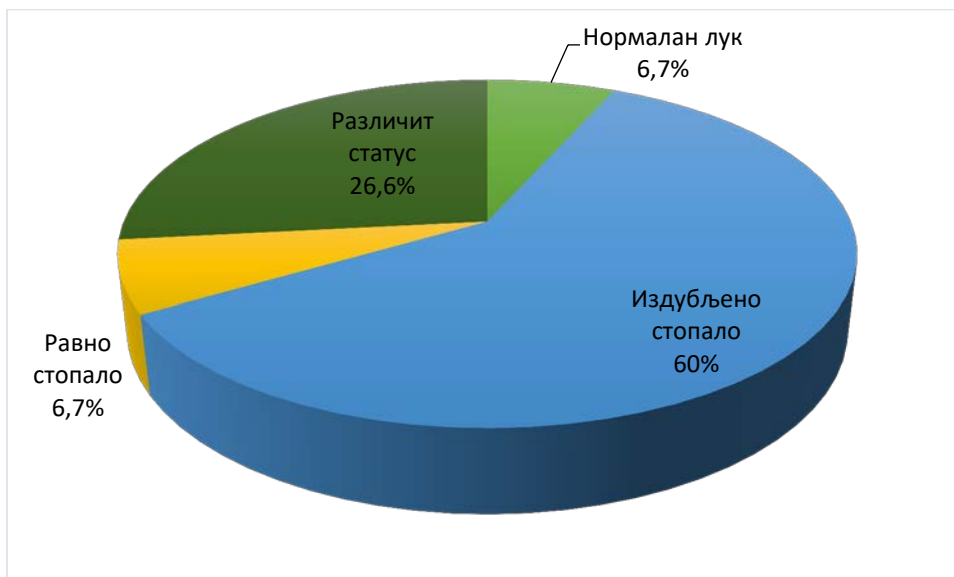
Графикон 1. Статус левог стопала без ОБТ

Статус десног стопало без торбе окарактерисао је висок проценат испитаника са издубљеним стопалом 75,6%, док је равно стопало забележено код само 15,5% испитаника, а нормалан лук 8,9% испитаника (графикон 2).



Графикон 2. Статус десног стопала без ОБТ

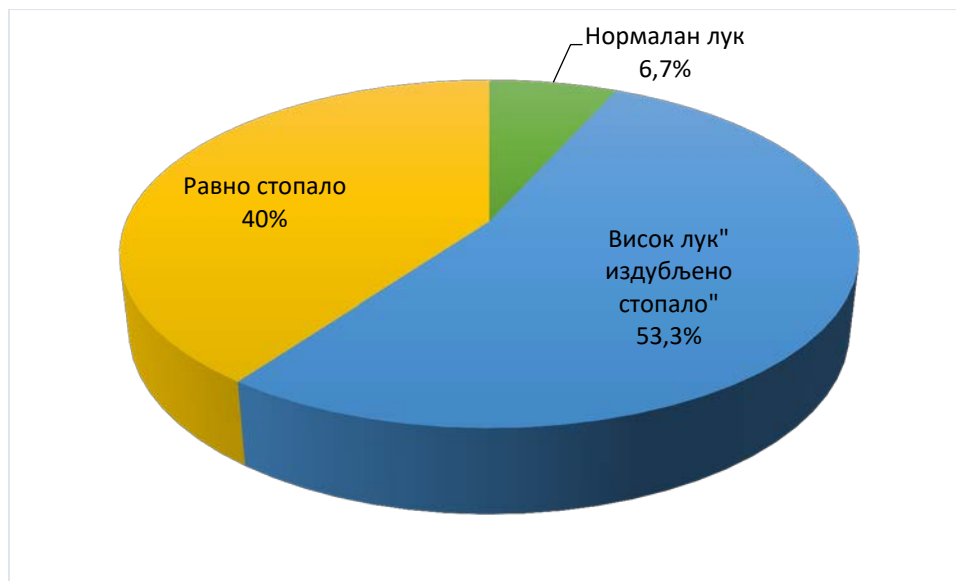
Посматрајући оба стопала без оптерећења у виду ОБТ, констатује се на целокупном узорку, да је исти проценат испитаника са нормалним луком и равним стопалом (6,7%), да различит статус има 26,6% испитаника, док је у највећем проценту било испитаника са високим луком, „издубљеним стопалом“ 60% (графикон 3).



Графикон 3. Статус оба стопала без ОБТ

Статус стопала са ОБТ

Статус левог стопала са торбом окарактерисао је висок проценат испитаника са високим луком „издубљеним стопалом“, 53,3%, равно стопало је забележено код 40%, док је нормалан лук, очуван свод стопала приметан само код 6,7% испитаника (графикон 4).



Графикон 4. Статус левог стопала са ОБТ

Са ОБТ, нормалан лук је задржан само код 4,4% испитаника, равно десно стопало је сада имало 22,2%, док је висок лук „издубљено стопало“ имало 73,3% испитаника (графикон 5).



Графикон 5. Статус десног стопала са ОБТ

Са ОБТ на леђима, није забележен ниједан испитаник са нормалним статусом стопала, док је равно стопало имало 13,4%, висок лук „издубљено стопало“ 42,2%, а различит статус 44,4% испитаника (графикон 6).



Графикон 6. Статус оба стопала са ОБТ

6.2.1 Разлике у статусу стопала без ОЂТ и са ОЂТ

Утврђивање разлике у статусу стопала код испитаника са и без ОЂТ утврђено је Вилкоксоновим тестом ранга (Табела 12). На основу Z вредности и његове статистичке значајности може се увидети да постоји сигнификантна разлика између Статуса левог стопала са и без ОЂТ $Z= 2.55$ при $p= 0.01$. У варијабли Статус оба стопала са и без ОЂТ постоје сигнификантне разлике ($p=0.01$) при вредности $Z= -2.73$ (Табела 12).

Величина утицаја за Статус левог стопала са и без ОЂТ износи 0.38 што указује на средњи утицај величине разлика према Кохену (Cohen, 1988), док за Статус оба стопала са и без ОЂТ износи 0.40 што је опет средњи утицај величине разлике.

Табела 12. Разлике у статусу стопала са и без ОЂТ

Варијабла	AS Rank	Z	p
Статус левог стопала са торбом - Статус левог стопала без ођт	5.50 7.27	-2.55	0.01
Статус десног стопала са торбом - Статус десног стопала без ођт	4.00 4.67	-1.51	0.13
Статус оба стопала са торбом - Статус оба стопала без ођт	5.00 11.23	-2.73	0.01

Легенда: AS Rank – аритметичка средина ранка; Z – вредност Вилкоксовог теста ранга, p – ниво статистичке значајности

Медијана резултата статуса стопала се за лево стопало и оба стопала се погоршала након постављања ОЂТ на леђа на 75 перцентилу (Табела 13).

Табела 13. Дескриптивна статистика

Варијабла	N	Перцентили		
		25th	50th (Median)	75th
Статус левог стопала без ојт	45	2.00	2.00	2.00
Статус десног стопала без ојт	45	2.00	2.00	2.00
Статус оба стопала без ојт	45	2.00	2.00	4.00
Статус левог стопала са ојт	45	2.00	2.00	3.00
Статус десног стопала са ојт	45	2.00	2.00	2.00
Статус оба стопала са ојт	45	2.00	3.00	4.00

6.3 Тестови моторичких способности

Резултати према Еурофит батерији тестова

У табели 14 приказана је дескриптивна статистика варијабли за процену снаге мишића трупа, Лежање-сед за 30 секунди и варијабле за процену статичке силе мишића руку и раменог појаса, Издржај у згибу.

Табела 14. Дескриптивна статистика варијабли за процену моторичких способности Еурофит

Варијабла	N	Min	Maks	AS	S
МС ЕуроФит Лежање-сед за 30 s (фрек.)	45	12.00	33.00	22.82	4.39
МС ЕуроФит Издржај у згибу (s)	45	0	26.70	5.76	7.58

Легенда: N – број испитаника, Min – минамални забележени резултат, Maks – максимални забележени резултат, AS – аритметичка средина, S – стандардна девијација

Резултати према Мекгиловој батерији тестова

Табела 15. Дескриптивна статистика варијабли за процену моторичких способности МекГил

Варијабла	N	Min	Maks	AS	S
MS McGill LSB (Бочни мост леви) (s)	45	31.00	218.30	88.31	37.43
MS McGill RSB (Бочни мост десни) (s)	45	43.80	241.00	87.10	36.93
MS McGill FET (Изддржљивост флексора трупа) (s)	45	29.00	300.00	172.91	86.78
MS McGill BET (Изддржљивост екстензора леђа) (s)	45	66.30	240.50	142.72	42.70

Легенда: N – број испитаника, Min – минимални забележени резултат, Макс – максимални забележени резултат, AS – аритметичка средина, S – стандардна девијација

На основу перцентилних вредности, формиране су нове групе испитаника у МекГиловим- овим тестовима (Dejanović et al., 2012):

- 1) до 25. перцентиала испитаници су окарактерисани као лоши,
- 2) од 26. до 75. перцентиала као слаби и
- 3) преко 75. перцентиала као добри.

На тај начин добили смо нову категоризацију испитаника и новоформиране субузорке. Перцентилне вредности су приказане у табели која следи (Табела 16).

Табела 16. Перцентилне вредности у Мекгил- овим тестовима

		MS McGill LSB (Бочни мост леви)	MS McGill RSB (Бочни мост десни)	MS McGill FET (Издржљи вост флексора група)	MS McGill BET (Издржљи вост екстензора леђа)
N	Валидно	45	45	45	45
	Недостаје	0	0	0	0
Медијана		80.7000	78.9000	149.5000	146.7000
Перцент или	10	53.2200	53.6800	68.5400	78.2200
	20	62.8800	60.9800	95.1800	102.2600
	25	65.0000	61.8000	108.3000	110.7500
	30	67.2400	63.5400	120.2600	116.8000
	40	72.4800	68.9400	133.5800	134.0800
	50	80.7000	78.9000	149.5000	146.7000
	60	83.0200	83.5600	172.3000	152.0200
	70	90.8000	95.1400	220.8400	165.6200
	75	117.8500	105.2500	268.1500	181.8500
	80	120.0000	112.1000	300.0000	184.7400
90	124.5400	139.6000	300.0000	196.0800	
100	218.3000	241.0000	300.0000	240.5000	

Резултати према Фаигенбаумановој батерији тестова

Табела 17. Дескриптивна статистика варијабли за процену моторичких способности у Фаигенбаумановим тестовима

Варијабла	N	Min	Макс	AS	S
МС Фаигенбаум склекови (фрек.)	45	2	35	14.47	8.83
МС Фаигенбаум Подизање трупа (cm)	45	19.00	55.20	34.15	7.14
МС Фаигенбаум склупчати/опружити се (s)	45	4	75	41.93	26.97

Легенда: N – број испитаника, Min – минамални забележени резултат, Макс – максимални забележени резултат, AS – аритметичка средина, S – стандардна девијација

На основу перцентилних вредности, формиране су нове групе испитаника у Фаигенбаумановим тестовима (Castro-Piñero et al., 2009; Bartonet al., 2017):

- 1) до 30. перцентиала испитаници су окарактерисани као лоши,
- 2) од 31. до 75. перцентиала као слаби,
- 3) преко 75. перцентиала као добри.

На тај начин добили смо нову категоризацију испитаника и новоформиране субузорке. Перцентилне вредности су приказане у табели која следи (Табела 18)

Табела 18. Перцентилне вредности Фаигенбаумових тестова

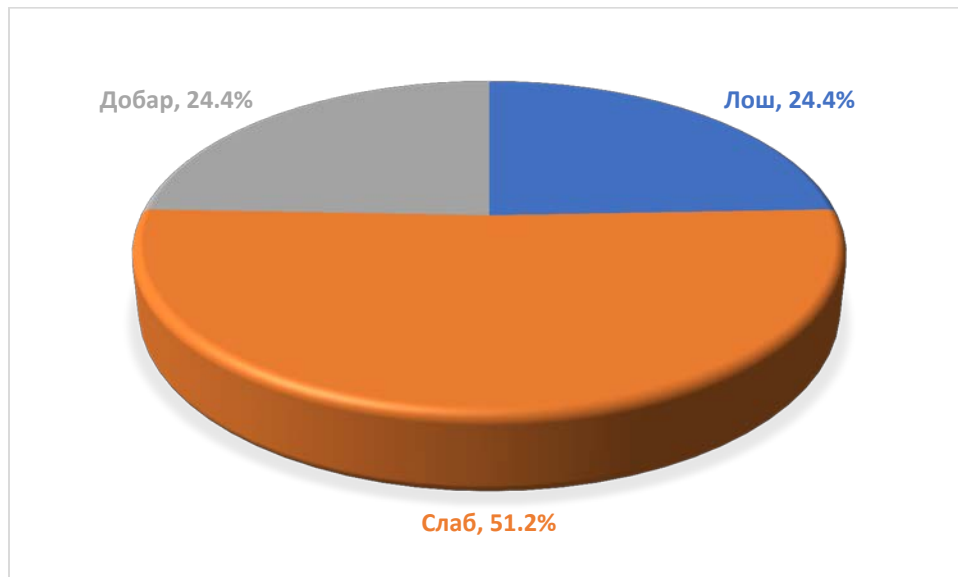
		МСФаигем баум склекови (фрек.)	МСФаигем баум Подизање трупа (см)	МСФаигем баум склупчати/ опружити се (s)
N	Валидно	45	45	45
	Недостаје	0	0	0
Медијана		14.00	33.0000	33.00
Перцент или	10	4.00	26.3000	11.20
	20	6.00	27.5200	15.60
	25	6.50	28.5500	18.50
	30	7.00	29.9400	20.80
	40	12.00	32.7400	22.40
	50	14.00	33.0000	33.00
	60	15.00	34.7000	46.40
	70	18.00	36.0600	75.00
	75	19.50	38.3500	75.00
	80	23.20	39.9000	75.00
90	27.60	44.6800	75.00	
100	35.00	55.2000	75.00	

Вредности добијених резултата према квалификацији Мекгилових тестова

Највише испитаника према категоризацији тестова према Мекгиловим тестовима, тест леви бочни мост, било је окарактерисано као слаби (51,2%), док је исти проценат испитаника био у групи лоших и добрих (24,4%) (Табела 19).

Табела 19. Групе према тесту леви бочни мост

	Фреквенција	%
Лош	11	24.4
Слаб	23	51.2
Добар	11	24.4
Укупно	45	100.0

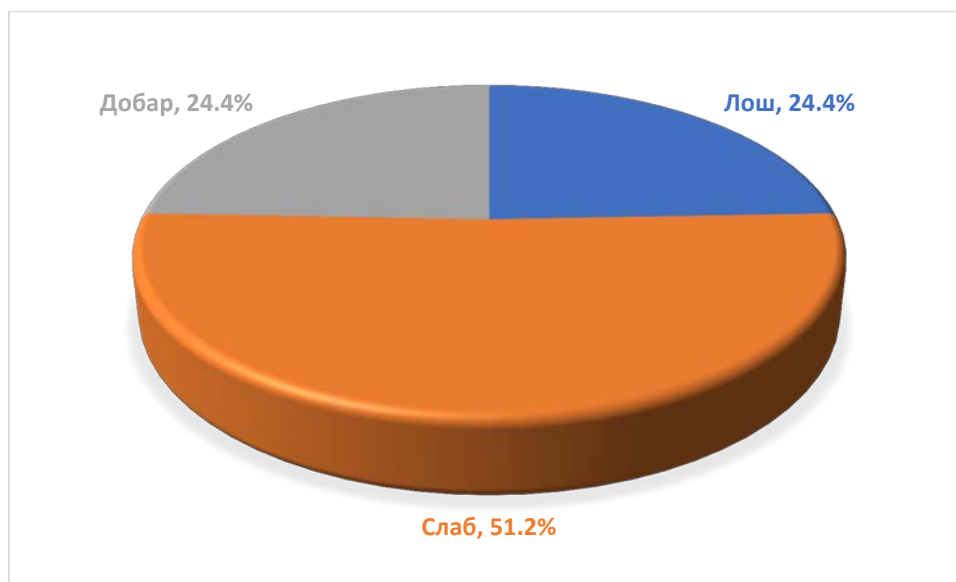


Графикон 7. Група према тесту леви бочни мост

Категоризација према тесту десни бочни мост указала је најзаступљенију групу слабих испитаника (51,2%), док је лоших и добрих био исти проценат, 24,4% (Табела 20).

Табела 20. Групе према тесту десни бочни мост

	Фреквенција	%
Лош	11	24.4
Слаб	23	51.2
Добар	11	24.4
Укупно	45	100.0

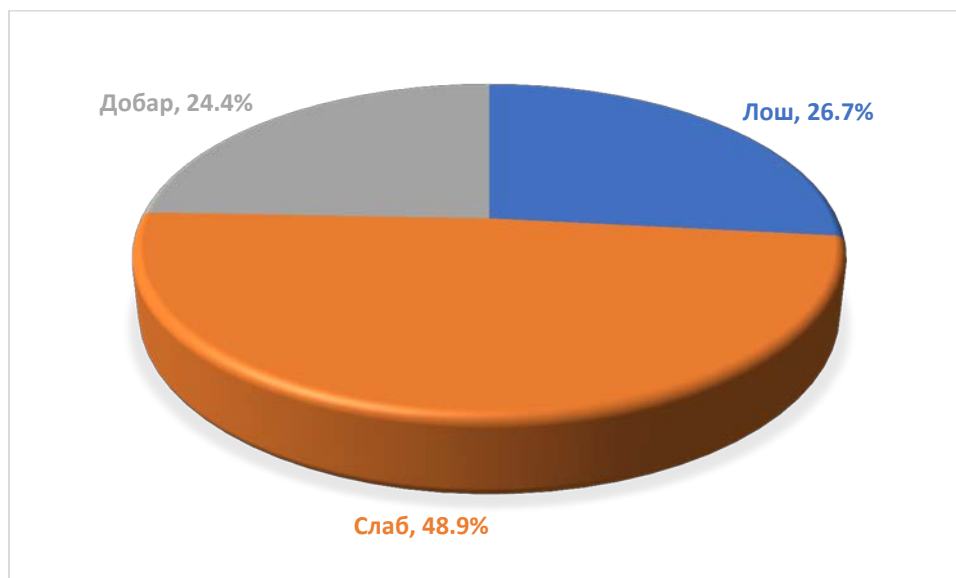


Графикон 8. Групе према тесту десни бочни мост

Посмартујући резултате категоризације према Тесту издржљивости флексора трупа може се увидети највећи проценат испитаника у групи слаби (48,9%), потом лоших, 26,7% и најмање је било испитаника у групи добар, 24,4% (Табела 21).

Табела 21. Групе према Тесту издржљивости флексора трупа

	Фреквенција	%
Лош	12	26.7
Слаб	22	48.9
Добар	11	24.4
Укупно	45	100.0

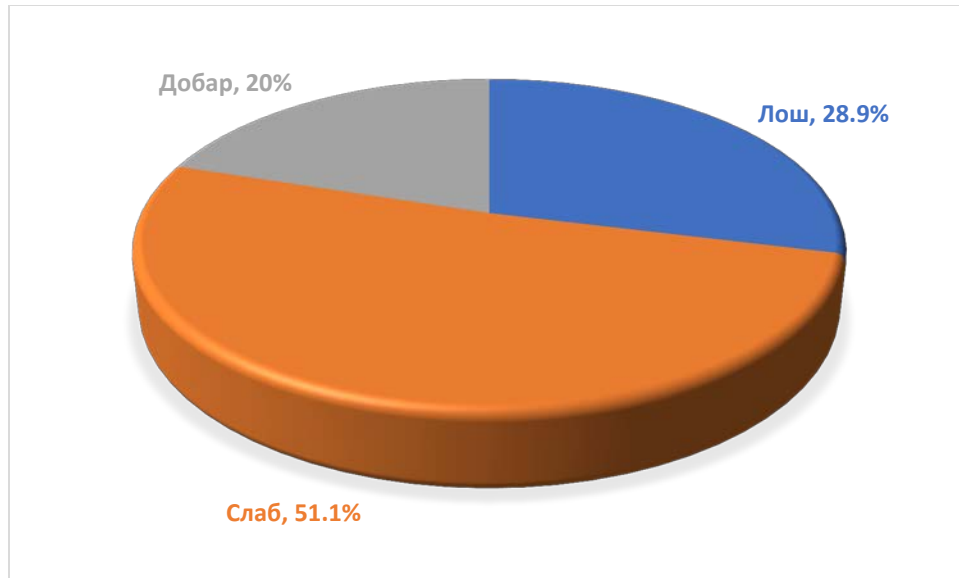


Графикон 9. Групе према тесту издржљивости флексора трупа

Формирањем групе према тесту издржљивости екстензора леђа, констатовано је да је највише испитаника било слабо (51,1%), лоших је било 28,9%, док је добрих било 20% (Табела 22).

Табела 22. Група према тесту издржљивости екстензора леђа

	Фреквенција	%
Лош	13	28.9
Слаб	23	51.1
Добар	9	20.0
Укупно	45	100.0



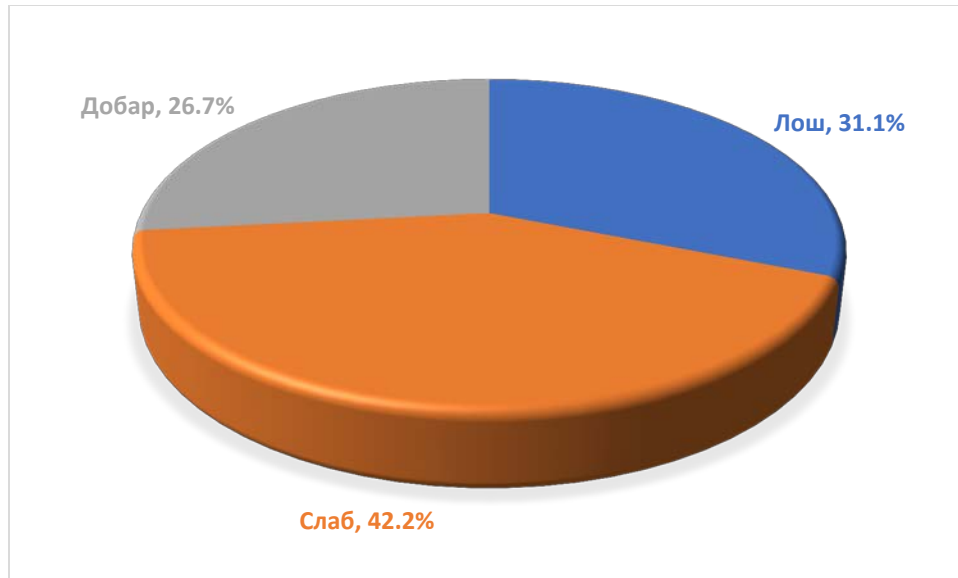
Графикон 10. Групе према тесту издржљивости екстензора леђа

Вредности добијених резултата према квалификацији Фаигенбауманових тестова

Категоризација код Фаигенбауманових тестова, дала је сличну расподелу, те је опет било највише слабих испитаника (42,2%) када су посматрани кроз варијаблу Фаигенбауманов тест склекови. Лоших је било 31,1%, док је добрих било 26,7% (Табела 23).

Табела 23. Групе према Фаигенбаумовом тесту склекови

	Фреквенција	%
Лош	14	31.1
Слаб	19	42.2
Добар	12	26.7
Укупно	45	100.0

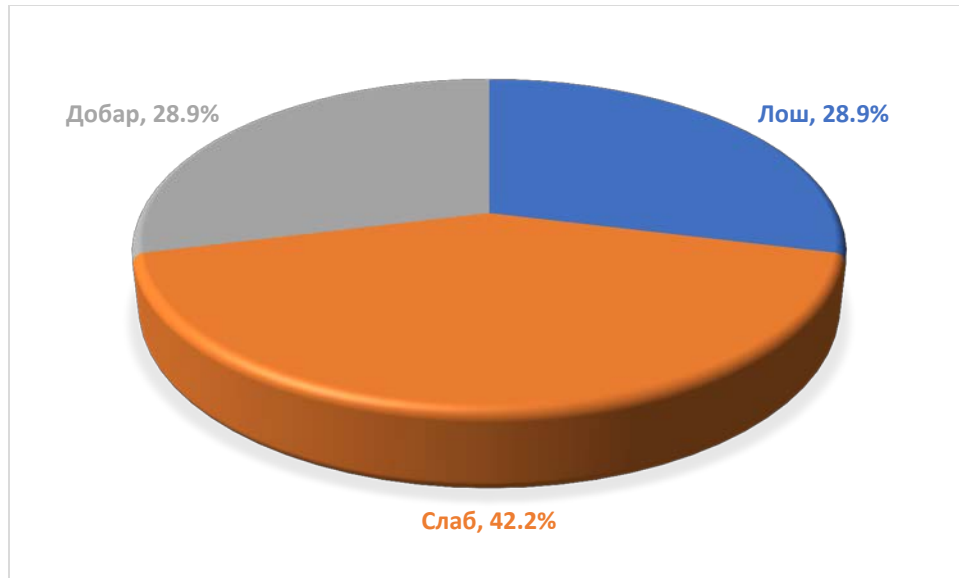


Графикон 11. Групе према Фаигенбаумановом тесту склекови

Категоришући испитанике према Фаигенбаумановом тесту, у варијабли Подизање трупа, опет је највише испитаника било у групи слаб, 42,2%, док је сличан ниво испитаника у групи лош и добар (28,9%) што се може видети у табели 24.

Табела 24. Групе према Фаигенбаумовом тесту Подизање трупа

	Фреквенција	%
Лош	13	28.9
Слаб	19	42.2
Добар	13	28.9
Укупно	45	100.0

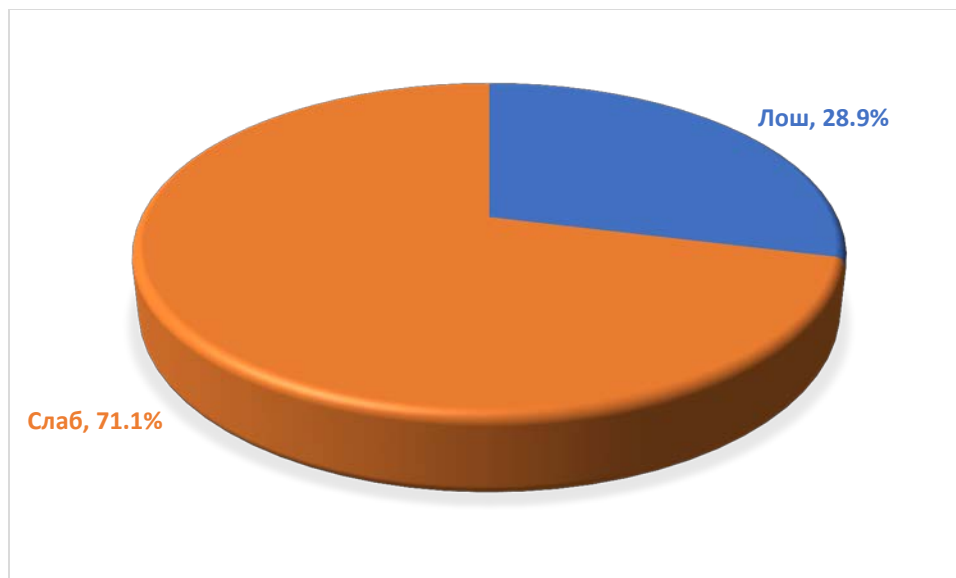


Графикон 12. Групе према Фаигенбаумановом тесту Подизање трупа

Оно што је било интересно код ове категоризације је да није било испитаника који су били добри, па је највише било слабих (71,1%), док је лоших било 28,9% (Табела 25).

Табела 25. Група према Фаигенбаумовом тесту склупчати/опружити се

	Фреквенција	%
Лош	13	28.9
Слаб	32	71.1
Укупно	45	100.0



Графикон 13. Групе према Фаигенбаумановом тесту склупчати/опружити се

6.3.1 Разлике у односу на групе према класификацији Фаигенбауманових тестова – Подизање трупа (Trunk lift)

На основу F вредности и његове значајности (Табела 26) закључује се да постоји статистички значајна разлика ($p=0.04$) између групе испитаника које су формиране на основу Фаигенбаумовог теста Подизање трупа, лоши, слаби и добри, у погледу њихових постуралних варијабли у сагиталној равни са торбом, посматрајући цео систем примењених варијабли. Појединачном анализом сваке моторичке варијабле, закључује се да постоји статистички значајне разлике постоје у само једној анализираним варијабли, Угао у Сагиталној равни трагус, C7, хоризонтала са ОЂТ ($p>0,05$).

Ефекат разлика приказан преко парцијалног ета коефицијента о снази теста $\eta^2=0.14$ указује на мали ефекат разлика (Cohen, 1988)

Табела 26. Разлике испитаника различитих група у варијаблама сагиталне равни

Варијабла	Лош	Слаб	Добар	f	P	η^2
	(n=13)	(n=19)	(n=13)			
	AS±S	AS±S	AS±S			
Угао у сагиталној равни кантус трагус са ојт	11.96±7.17	8.16±7.02	13.12±5.50	2.47	0.10	0.11
Угао у сагиталној равни трагус, С7, хоризонтала са ојт	51.75±4.03	54.13±5.20	50.09±3.37	3.37	0.04	0.14
Угао у сагиталној равни два тонила, L3-L4, С7 са ојт	163.10±3.91	162.26±2.86	161.69±4.10	0.52	0.60	0.02
F=2.39 p=0.04						

Легенда: f – униваријатни f-тест; p – ниво статистичке значајности f-теста; F- мултиваријатни F-тест; P – статистичка значајност мултиваријатног F-теста; η^2 - парцијални ета коефицијент о снази теста и довољној величини узорка

Да би се тачно утврдило између којих група постоје статистички значајне разлике (стварне разлике), прибегло се коришћењу Бонферонијевог поређења, са нивоом статистичке значајности од $p \leq 0.0167$ (Табела 27).

На основу приказаних резултата, може се констатовати постојање статистички значајних разлика у варијабли:

- 1) Угао у Сагиталној равни трагус, С7, хоризонтала са торбом ($p=0.014$) између испитаника окарактерисаних као слаби и добри у корист слабијих.

Табела 27. Стварне разлике између група - Бонферијево поређење

Зависна варијабла	(И) Група према Фаигенбаум Подизање трупа	(Ј) Група према Фаигенбаум Подизање трупа	Разлика АС (И- Ј)	р
Угао у САГИТАЛНОЈ равни кантус трагус са ођт	Лош Слаб	Слаб Добар Добар	3.804 -1.162 -4.965	0.362 1.000 0.134
Угао у САГИТАЛНОЈ равни трагус, С7, хоризонтала са ођт	Лош Слаб	Слаб Добар Добар	-2.378 1.662 4.039*	0.425 1.000 0.014
Угао у САГИТАЛНОЈ равни два тонила, L3-L4, С7, са ођт	Лош Слаб	Слаб Добар Добар	0.842 1.408 0.566	1.000 0.957 1.000

Легенда: р – ниво статистичке значајности за Бонферијево поређење између група на ниво $p \leq 0,016$

7.0 ДИСКУСИЈА

У научној литератури издвајају се два основна гледишта о природи постуралне неравнотеже човека. Прво гледиште се односи на теорију да је постурална неравнотежа резултат „шума“ унутар неуромоторног система. Ова појава несавршености у дизајну људског тела захтева веома софистицирану неуронску контролу како би ниво постуралне неравнотеже био што нижи и тако се избегао губитак стабилности (Peterka, Statler, Wrisley, & Horak, 2011). Са друге стране, постоји гледиште по коме је постурална неравнотежа резултат адекватног дизајна неурофизиолошког система за постуралну контролу (Riccio, 1993; Riley, Wong, Mitra, & Turvey, 1997). Свакако, одржавање стабилног вертикалног положаја у гравитационом пољу није тривијалан задатак са становишта механике. Моторна контрола, као једна од млађих грана кинезиолошких наука није далеко одмакла од дубине разумевања које је поставио један од њених зачетника, Николај Берштајн. По његовом приступу, скелетни систем захтева континуирану мишићну активност да би тело одржало стабилност у пољу гравитације. Оваква врста интеракције значајно је стимулисала ЦНС и подстакла његов развој у процесу еволуције. Према Берштајновој претпоставци, ова појава је главни фактор који је довео до појаве сложеног ЦНС-а типичног за људску врсту (Latash, & Zatsiorsky, 2016). Сложеност људског ЦНС-а огледа се, између осталог, и у аспекту шеме вољне моторне контроле коју је још 1967 године поставио Берштајн (Bernstein, 1967) а и по најновијим студијама није превазиђена неком новијом теоријом (Latash, & Zatsiorsky, 2016). По овој шеми први ниво представља доношење (стварање) одлуке који по својој структури остаје „црна кутија“ са централним управљачем у њој. До данашњих дана, моторна контрола, на основу расположивих података није успела да пружи ни оквирну скицу унутрашње структуре механизма за доношење одлука. Други ниво представља обрада одлуке, и такође по својој структури представља „црну кутију“, јер је немогуће потпуно ући у траг свим везама на овом нивоу и одредити њихов релативни функционални значај за време извршавања различитих моторичких задатака. Његова улога се огледа у тачној обради силазних команди тако да функција нивоа извршења одлуке утиче на одговарајуће величине углова и обртних момената сегмената тела, односно његових положаја и мишићних сила у зглобу. Трећи ниво повезује две важне функције: извршење покрета (врше их мишићи, зглобови и

тетиве) и обевештавање виших нивоа управљања (путем коже, поткожних структура и рецептора осетљивих на различите врсте дражи) о току покрета и променама у спољашњим условима (Pić, 1999; Latash, & Zatsiorsky, 2016). У условима ове дисертације, спољашње оптерећење представља тежина ђачке торбе док зглобни углови и обртни моменти одговарају стратегијама одржања равнотеже. Код ових стратегија мора се узети у обзир да стратегија скочног зглоба није ограничена само на покрет у скочном зглобу, док стратегија кука није ограничена на кретање у зглобу кука – називи стратегија се односе на зглобове који показују највећу амплитуду промене угла (Aguin, Ota, & Latash, 2001; Latash, & Zatsiorsky, 2016). Како је већ утврђено, да први и највећи део другог нивоа шеме вољне моторне контроле представљају „црну кутију“, сам развој моторне контроле као науке тек у будућности треба да пружи одговоре везане за механизме доношења и обраде одлуке везано за стратегију одржавања равнотеже, када дете на леђима носи ђачку торбу.

7.1 Утицај оптерећења на постурални статус кичменог стуба у Фронталној равни

Човекова постура је дизајнирана да одржава стабилност и кретне активности у окружењу које му намећу разне силе. Сила гравитације у комбинацији са покретима свакодневног живота стимулише периферне рецепторе, који шаљу неуронске импулсе до кичмене мождине, а затим до субкортикуларних и кортикуларних језгара. Моторни одговор на сензорни стимуланс, који је у већини сигнала инхибиран, регулише у складу са потребама одржање стабилности постуре. Неки мишићи, због начина на који су везани за скелетни систем и због специфичности зглобних површина ће се чешће супростављати гравитационој сили (Bullock-Saxton et al., 2000). Често супростављање гравитационој сили произвеће, унутар антагонистичког упаривања мишића, комбинацију лабавости и слабе способности држања фазних покретача са једне стране, са скрећењем постуралних стабилизатора са друге стране припоја. Овај ефекат ће променити тачку равнотеже у зглобу са тенденцијом да повуче зглоб ка скраћеном мишићу (Richardson, et al., 2004; Kendall, et al., 2005; Hides et al., 2009; Hides et al., 2011). Ова комбинација затегнутости тоничних мишића са лошом контролом управљања фазних покретача онемогућава кретање пуном амплитудом у зглобу и у потпуности мења природу покрета. Ове промене могу бити без већих последица, али временом, акумулирани стрес може проузроковати

хроничне патолошке промене у мишићним структурама и потенцијалне дегенеративне промене у костима (Bullock-Saxton et al., 2000). Управо овакав однос између тоничних мишића и фазних покретача види се у мишићној асиметрији приказаној кроз дескриптивну статистику четири испитиване варијабле у фронталној равни без оптерећења. Ова асиметрија се огледа у статистички значајном одступању три од четири анализиране варијабле, два трагуса, два акромиона и два SIAS-а, од нормалне дистрибуције резултата (Табела 2). Када је реч о одступању резултата од нормалне дистрибуције, са оптерећењем, она је идентификована у једној од четири варијабле, два SIAS-а (Табела 3). Овај податак указује да ће се мишићне слабости које доводе до асиметрије на нивоу карлице, услед додатног оптерећења одразити и на повећање плантарног притиска на једном од стопала што доводи до асиметрије на статусима свода стопала (Графикони 3 и 6). Када се на већ утврђену, постојећу постуралну неравнотежу дода референтно ОЂТ, долази до додатног нарушавања постуре које се огледа кроз додатне, негативне промене углова све четири испитиване варијабле у фронталној равни (Табела 6 и 7). Иако разлике између неоптерећеног и стања са оптерећењем нису статистички значајне, ипак су нумерички евидентне, поготово ако се узме у обзир да је реч о статистици и да би тек пролонгирано ношење торбе изазвало мишићни умор и додатно погоршало постурални статус у фронталној равни.

У складу са резултатима истраживања и тестираних осам варијабли за оцену постуралног статуса кичменог стуба у фронталној равни, те у односу на операционализовану хипотезу X_1 дефинисану као: „У односу на референтно ОЂТ, код испитаника се очекују значајне промене у постуралном статусу кичменог стуба посматрано у Фронталној равни при усправном ставу“, а на основу резултата закључује се да није било промена ни уједној, па се хипотеза X_1 се може сматрати **одбаченом**.

7.2 Утицај оптерећења на постурални статус кичменог стуба у Сагиталној равни

Досадашња истраживања, која су третирали проблематику ОЂТ на кичмени стуб и реакцију у виду промене угла за сегмент трупа, користиле су различите методологије анализе углова који представљају индикаторе стратегије одржавања равнотеже. Третирани су углови који су образовани између тачака трохантерион (феморис) и акромиона а у односу на референтну хоризонталну (Pascoe et al., 1997; Hong, & Brueggemann, 2000; Hong, & Cheung, 2003, Li, Hong, & Robinson, 2003; Li, & Hong, 2004), односно вертикалну линију која пресеца велики трохантер фемура (Goodgold et al., 2002; Kistner et al., 2013; Zhou, Yan, Chen, Hu, & Zhang, 2016). Група немачких аутора испитивала је угао нагиба трупа у односу на хоризонталу линију, где је труп дефинисан као вертикална линија коју образују средње вредности анатомских тачака на његовом горњем (оба акромиона, југуларна јама и *processus spinosus C7*) односно доњем сегменту (горња ивица сакрума, лева и десна илијачна кости – *anterior spina iliaca superior*) (Hell et al., 2021). Угао нагиба трупа који образују анатомске тачке на великом прсту стопала, интервертебрални простор између L3-L4 и *processus spinosus C7* био је предмет истраживања студије која ја разматрала промену угла под утицајем различитог оптерећења услед ношења различитих врста женских торби (испитанице узраста од 19 до 37 година) (Луц, & LaBat, 2016). У складу са свим претходним, угао лумбалног сегмента који дефинишу анатомске тачке великог прста стопала, интервертебрални простор L3-L4 и *processus spinosus C7*, може бити третиран при разматрању додатног оптерећења у виду ђачке торбе и у популацији ученика (Вајин et al., 2022). Разлози се првенствено доводе у везу са разумевањем анатомско-физиолошке структуре, и силама које врше утицај на сегмент лумбалне кичме лоциран на диску између L3-L4, који уједно чини врх лордотичне кривине и представља најризичније место за јављање дегенеративних промена (Pritchett, & Bortel, 1993; Sun et al., 2017). Међупршљенски притисак у фазама мировања као што су стајање, седење без потпоре, као и све врсте лежања, највећи је баш у регији L3-L4 (Dreischarf et al., 2016). Анатомски посматрано L4 има најмањи *processus transversus* и релативно дугачке илиотрансверзалне лигаменте који дају мању потпору и стабилност (Kirkaldy-Willis, & Farfan, 1982). Мултифидусни мишић одржава лумбалну лордозу понашајући се као тетива

која помаже у преношењу одређених аксијалих сила компресије на диску до предњег уздужног лигамента пребацивањем компресијског на растегљиво оптерећење и додатно штити дискове спречавајући неочекиване покрете попут увијања и савијања (Kader, Wardlaw, & Smith, 2000). Без обзира што значајнију улогу у заштити сегмента L3-L4 играју параспинални мишићи највећа корелација атрофије мултифидусног мишића је баш у тој регији што додатно ову тачку чини подложну дегенеративним променама (Sun et al., 2017).

У овој студији истраживани су ефекти краткорочног ОЂТ у сагиталној равни на лумбални и вратни сегменат. Оба заједно чине другу стратегију одржања равнотеже, када се врше већа прилагођавања као последица знатног спољашњег оптерећења (Aruin, Ota, & Latash, 2001; Latash, & Zatsiorsky, 2016). Она се одиграва када стратегија одржања равнотеже скочног зглоба није довољна да спречи губитак стабилности како би се тежиште тела задржало унутар центра ослонца. За анализу лумбалног сегмента праћена је промена угла који дефинишу анатомске тачке великог прста стопала, интервертебрални простор L3-L4 и *processus spinosus* C7, (Lyu, & LaBat, 2016; Bajin et al., 2022) ученика старости 11-13 година, у статистици. Референтно ОЂТ која се носи на оба рамена износила је 6.251 кг што представља 13,77% просечне телесне масе испитаника. Док одрасли имају центар масе у висини L5-C1, деца због релативно веће главе имају виши центар тежишта тела на око Th12 (Chasirinukor et al., 2001). Вероватно инстинктивно, индетификовано је да је највећи део испитаника баш у тој висини позиционирао своју ђачку торбу док су најтеже књиге и свеске постављене равномерно тако да оптерећење није ни на полеђини испитаника ни на самом крају торбе. Када је реч о варијабли која описује вредност лумбалног сегмента нису забележене статистички значајна одступања добијених резултата од нормалне дистрибуције у стајању са и без оптерећења (Табеле 4 и 5). Индетификована је вредност лумбалног сегмента од 167.37° без оптерећења и вредност од 162.34° са оптерећењем ђачке торбе (Табеле 4 и 5). Установљено је да је дошло до промена лумбалног угла у статистици са оптерећењем, односно, мерени угао је просечно смањен за 5.03° (Табела 9) што указује на статистички значајне разлике између два мерења, са и без оптерећења ђачке торбе. У студији са истим узорком и истом варијаблом лумбалног сегмента у статистици, и вредност ета квадрата је указала да је утицај оптерећења велик (Bajin et al., 2022). Овај резултат је у складу са претходним истраживањима утицаја

оптерећења ђачке торбе које се кретало у распону од 10-22% просечне телесне масе испитаника овог узраста (Pascoe, Pascoe, Wang, Shim, & Kim, 1997; Hong, & Brueggemann, 2000; Negrini, & Carabalona, 2002; Hong, & Cheung, 2003; Cavallo, Hlavaty & Tamase, 2003; Forjuoh, Schuchmann & Lane 2004; Vaghela, et al. 2019). У студијама које су третирале проблем промене угла трупа под оптерећењем, у статистици, установљено да је нагиб трупа према напред у односу на вертикалну линију, изазван оптерећењем ђачке торбе у распону од 3.02° до 6.8° (Mackie et al., 2003; Brackley, Stevenson, & Selinger, 2009; Kistner et al., 2013). Велико ОЂТ, као што је у овом истраживању, на леђима ученика мења центар тежишта тела и условљава прилагођавање постериорном оптерећењу (Grimmer et al., 2002). Са повећањем спољашњег оптерећења значајно се повећава флексија трупа као одговор механизма моторне контроле да се комбиновани центар тежишта тела и торбе помери напред како би се одржала равнотежа (Rohlmann et al., 2001; Grimmer et al., 2002; Hong & Cheung, 2003, Li & Hong, 2004; Motmans, Tomlow & Vissers, 2006; Fiolkowski et al., 2006). Комбинација спољашњег оптерећења и степена флексије трупа доводи до повећања притиска на интервертебралне дискове (Rohlmann et al., 2001; Takahashi et al., 2006; Zahaf, & Mansouri, 2016; Li et al., 2022). Као што је већ поменуто, истраживања која су се бавила *ин vivo* мерењем међупршљенског притиска измериле су притисак од око 0,3 МПа на нивоу L3-L4 (опсег 0,27-0,33 МПа) (Dreischarf et al., 2016). При савијању трупа напред, установљено је повећање међупршљенског притиска од 2.5-3.6 пута (Takahashi et al., 2006). Исто тако, студије које су се бавиле овом тематиком установиле су да само стајање под углом које је приближно промени лубалног сегмента у овом истраживању повећава међупршљенски притисак у нивоу истог сегмента за око 440% (Wilke, Neef, Caimi, Hoogland, & Claes, 1999). Последица овако високих притисака који су много већи од стварне силе оптерећења треба тражити због специфичности грађе пршљенског диска на постериорним деловима фиброзног прстена као и његовој нерастегљивости (Švirtlih, Antunović, & Samardžić, 1996; Kushchayev et al., 2018; Pathak, & Conermann, 2022). Фиброзни прстен је знатно задебљанији на предњем делу где се спаја са предњим лонгитудиналним лигаментом који се и сам одликује стабилношћу. Задњи део фиброзног прстена је слабији и везан за задњи лонгитудинални лигамент који је знатно слабији од предњег. Унутар фиброзног прстена налази се аморфна, желатинаста маса - *nucleus pulposus*. Услед свог желатинског стања нуклеус није стишљив и понаша се као течни

супстрат који се састоји од влакана колагена и ћелија хрскавичавог порекла, чију основу чине протеин-полисахариди, вода и соли. Срж молекула протеин-полисахарида чине протеини на које се надовезују гликоаминогликани. Протеин-полисахариди који сачињавају нуклеус називају се протеоглици. Примарни гликоаминогликани су хондроитин-сулфат, креатин-сулфат и хијалуронска киселина и сваки од ових састојака представља понављани линеарни полимер дисахарида, који се понашају као ањони. Протеогликан захваљујући ањонским својствима ових полимера има способност везивања веће количине воде, што утиче на повећање обима и еластичности нуклеуса. Овај биохемијски састав је од изузетне важности на притисак унутар међупршљенског диска који представља резултат еластичности самог нуклеуса, мишићног тонуса и статичких сила које се преносе са једног пршљена на други (Švirtlih, Antunović & Samardžić, 1996; Oxland, 2016; Kushchayev et al., 2018; Pathak, & Conermann, 2022). Такође, доказано је исто, да при оптерећењу ђачке торбе од 20% од просечне телесне масе деце, узраста као у овој студији, при коме долази да савијања трупа напред, долази до повећања лумбалне компресије за 67% у поређењу са неоптерећеним, усправним положајем (Goh, Thambyah, & Bose, 1998). Осим тога што услед савијања трупа као последице постериорног оптерећења долази до компресије пршљенских дискова и повећаног међупршљенског притиска исто тако повећавају се силе смицања унутар кичменог стуба као последице промена у напетости мишића и поравнању површине зглоба (Granata, & Wilson, 2001; Brackley, & Stevenson, 2004). Одступања у држању трупа од усправног става утичу на физиолошки положај и дистрибуцију стреса унутар кичменог стуба што може довести до микротраума и напрезања тела које производи накнадни замор у мишићима који компезаторним покретима покушавају одржати постуралну равнотежу (Brackley, & Stevenson, 2004; Adams, & Dolan, 2005). Сваки локални иритантни фактор или метаболички поремећај мишића, као што је велика хладноћа, прекид крвотока или прекомерно оптерећење, може изазвати бол или друге сензорне сигнале који се преносе од мишића до кичмене мождине, што механизмом повратне спреге изазива мишићну контракцију. Верује се да ова контракција стимулише исте сензорне рецепторе још више, што узрокује да кичмена мождина даље повећава интензитет контракције. На тај начин развија се позитивна повратна спрега, тако да иницијална иритација малог интензитета изазива све јачу контракцију док се не јави потпуни мишићни грч – једна врста локалног

спазма (Guyton, & Hall, 2017). Исхрана диска пршљена и размена материје врши се дифузијом преко централних делова хрскавичавих плоча и кроз фиброзни прстен. Механички фактори оптерећења као што је у дечијем узрасту велика тежина ђачке торбе могу изазвати локални спазам мишића – грч, који ће привремено зауставити везу пршљенског диска са крвним судовима а самим тим и његову исхрану. Оваква врста микротрауме као и микротрауме пршљенског тела, хрскавичаве плоче или микроруптуре фиброзног прстена, као рекација ових структура на велики механички стрес, смањују површину преко којих се врши размена материје па на тај начин долази до повећања анаеробних процеса који представљају почетак дегенеративних промена. Тим процесима повећава се количина лактата, мењајући унутрашњи *pH* диска при чему долази до дегенеративних промена, смањења броја молекула глукозаминоглюкана, што проузрокује смањење воде у пршљенском диску. Овакве дегенеративне промене одговорне су за разне метаболичке поремећаје, услед којих нуклеус постаје желатинозан, нееластичан, трошан и коначно се фрагментира. У фиброжном прстену, услед микроруптура изазваним микротраумама насталим након великих механичких оптерећења, појављују се мање или веће фисуре кроз које, услед унутрашњег притиска продиру делови *nucleus pulposus*. Уколико дође само до продора нуклеуса или његових делова у фиброзни прстен при чему долази до његовог испупчења, реч је о протурзији. У случају када дође до изласка делова нуклеуса као и фрагмената фиброзног прстена у канал, говори се о пролапсу (Švirtlih, Antunović & Samardžić, 1996; Modic & Ross, 2007; Oxland, 2016; Kushchayev et al., 2018; Pathak, & Conermann, 2022). Биохемијска и биофизичка испитивања на нивоу овог сегмента доказала су да је под нормалним условима централна зона нуклеуса, као и гранично подручје између *nucleus pulposus* и фиброзног прстена, у постериорном делу пршљенског диска подручје инсуфицијентне исхране. Када се у обзир узме и већ наведен податак да је задња зона фиброзног прстена слабија од предње сасвим је разумљива већа постериорна протурзија или пролапс према назад, односно постериорна хернација пршљенског диска (Švirtlih, Antunović & Samardžić, 1996; Kushchayev et al., 2018 Pathak, & Conermann, 2022). Фиброзни прстен се састоји од неколико нервних завршетака у свом задњем делу (Raj Arjun, Chandrashekar, & Parth, 2019). Концентрација напона услед компресије и флексије трупа која је максимална у задњем делу фиброзног прстена, или већ настанак протурзије, иритира нервне завршетке који механички узрокују акутни али

могу бити и узрок хроничног бола у доњем делу леђа - лумбалног синдрома (Adams, & Roughley, 2006; Mackie, & Legg, 2008). Лумбални синдром представља велики проблем у популацији од 40% младих од 9 до 18 година широм света (Negrini, & Carabalona, 2002; Calvo-Muñoz, Gómez-Conesa, & Sánchez-Mеса, 2013). Оптерећење ђачке торбе, које је већа од 10% од укупне телесне масе као што је случај и у овој студији, има негативан ефекат и доприноси развоју лумбалног синдрома код ученика (Negrini, & Carabalona, 2002; Nicolet et al., 2014). Чињеницу да је болно стање код лумбалног синдрома повезано са оптерећењем ђачке торбе индентификовало је 82% ученика узраста од 11 до 14 година (Shymon et al., 2014). Ови подаци су забрињавајући јер лумбални синдром у младости има важну улогу у развоју хроничног лумбалног синдрома у одраслом добу (Negrini, & Carabalona, 2002; Jones, & Macfarlane, 2005). Када се у обзир узму статистички извештаји Института за јавно здравље Србије, „Др Милан Јовановић Батут“ у периоду од 2010. до 2020. за обољења леђа (BATUT, 2022), може се лако уочити да наша деца а поготово одрасли људи имају огроман проблем који очигледно није последица једног трауматичног екцеса већ кумулативно више микротраума које су се временом испољиле у виду протурзије или пролапса нуклеуса кроз задњи део фиброзног прстена диска. Ови резултати, не рачунајући 2020 годину када медицински диспанзери нису радили због услед ковид вируса, су у складу са подацима на Светском нивоу где 7,5% одрасле популације бар једном годишње потражи лекарску помоћ због бола у леђима (Ravindra et al., 2018; Wu et al., 2020). Како би се јасније разумеле кумулативне микротрауме које се остварују као последица ношења ђачке торбе треба размотрити још неколико битних детаља. Прво, с обзиром на то живимо у 21. веку и да деца не раде тешке физичке послове једино егзогено, механичко оптерећење, које је учестало 175 до 180 пута годишње, колико у последњих 10 година у просеку има радних наставних дана у Републици Србији (www.prosveta.gov.rs) је ђачка торба. Ту цифру треба помножити са два, јер деца носе ђачку торбу и на путу од куће до школе и обрнуто. Друга, врло драматична чињеница је да угао који у статистици изазива тежина ђачке торбе, у овој студији, већ изазива микротрауме на нивоу пршљенских дискова а треба узети у обзир да деца морају и ходати са тим истим оптерећењем. Наиме, студије које су третирале проблематику оптерећења ђачке торбе, (10-22% од укупне телесне масе) на деци школског узраста, у динамичким условима и промену нагиба трупа ка напред у односу на аксијалну линију, индентификовале су

вредности у распону од $4,55^\circ$ до чак $19,80^\circ$, (Pascoe et al., 1997; Hong, & Brueggemann, 2000; Hong, & Cheung, 2003; Li, Hong, & Robinson, 2003; Li, & Hong, 2004; Goodgold et al., 2002; Zhou et al., 2016; Hell et al., 2022). У студији, са истим узорком испитаника и тежином ђачке торбе, анализирана је и промена угла лумбалног сегмента у кретању на лабораторијској тредмил траци након 2 минута хода (установљено време од уласка ђака на школску капију до одлагања ђачке торбе у учионици која је у приземљу). Индетификована је промена угла у распону од 6.295° до 7.332° , за фазе иницијалног контакта и средњег ослонца обе ноге (Bajin et al., 2022). Овај податак указује да само након 2 минута хода смањење угла расте чак за 45,7% што линеарно повећава и међупршљенски притисак и све негативне конотацје које он носи (Rohlmann et al., 2001). Када се на то надовеже и максимално измерена вредност чак од $19,80^\circ$ смањења угла након хода у трајању од 15 минута, (Goodgold et al., 2002) и ако се на то дода и податак да у овим истраживањима нису анализирани кретања под нагибом терена, кретањем по неповољнијем тлу од бетона (мокрим тлу, песковитом и земљаном), уз и низ степенице и слично, које би још погоршале услове ношења ђачке торбе и захтевале још веће промене компензаторних стратегија одржавања равнотеже, а узме се и у обзир претпоставка да велики број деце на путу до школе до куће и обрнуто носећи торбу на леђима пешачи и дуже од 15 минута, јасно да се ради о изузетно опасним, понављајућим микротраумама са кумулативним дејством, чије последице се евидентно осећају тек у каснијем периоду живота. Треће, и код новорођенчади и код младе одрасле особе скелет има приближно 13% од укупне телесне масе али код беба чак $2/3$ скелета чини хрскавица док је њен удео код младих одраслих особа тек нешто изнад 10%. Ова евидентна разлика настаје услед релативног односа кристала неорганских соли и органског колагена у организму која се мења током живота (Abernethy et al., 2013). Код деце узраста 11-13 година повећан је удео колагена у организму који утиче да скелет има велику количину хрскавице, значајно и у регији кичменог стуба као предуслова раста. Ови хрскавичави региони се састоје од зглобне хрскавице, епифазе и апофизе и знатно су по својој чврстости слабији од коштаног ткива (Vaghela et al., 2019). Свака од ових структура је подложна различитим врстама повреде. Зглобна хрскавица је подложна тренутном стресу, док су епифиза и апофиза подложније понављајућим микро траумама (Whitfield et al., 2001). И као четврто, мишићни систем сазрева тек након шеснаесте године живота, што знатно смањује деци способност у

испољавању снаге, издржљивости и опоравка од оптерећења као што је ђачка торба. Многи фактори, као што су метаболичке способности, димензионалност, ниво вољне активације, интрамускуларна синхронизација, коактивација на нивоу агониста и антагониста као и састав мишића, достићиће тек након сазревања свој пуни потенцијал (Dotan et al., 2012; Torres-Costoso, López-Muñoz, Martínez-Vizcaíno, Álvarez-Bueno & Cavero-Redondo, 2020). Парадоксално је што се у прегледној литератури, у правилима војне службе одређених држава, могу наћи прецизне инструкције ограничења тежине ранца по килограму телесне масе војног лица као и на који начин, уз обавезну асистенцију другог лица, треба да је позиционира на своја леђа (Кларик, Reynolds, & Harman, 2004), што нажалост није случај ниједног законски уређеног правила када су школска деца у питању. Деца су препуштена сама себи, „набацујући“ велике тежине ђачке торбе самостално на своја леђа а њихове тежине по килограму телесне масе не могу се поредити са одраслим војним лицима, што због слабије, непотпуно неразвијене мускулатуре што због већ поменути разлике у односу процента хрскавичавог и коштаног ткива.

Као испомоћ у другој стратегији одржања равнотеже – зглобу кука, јављају се компезаторни покрети врата (Aruin, Ota, & Latash, 2001; Latash, & Zatsiorsky, 2016). Краниовертебрални угао представља меру држања главе на врату и у прегледној литератури дефинисан је на основу угла који спајањем образују анатомске тачке десног трагуса уха, *procesus spinosus C7* и хоризонталне линије (Raine, & Twomey, 1994; Chasirinukor, Wilson, Grimmer, & Dansie, 2001; Smith, O'Sullivan, & Straker, 2008). Краниовертебрални угао је стандарнизован угао који је показао веома високу поузданост за мерење држања главе на врату (Viry, Creveuil, & Marcelli, 1999; Ehrmann Feldman et al. 2002; Orloff, & Rapp, 2004). Коришћен је у студијама које су испитивале држање главе, факторе изазивања главобоље, дисфункције темпорално-мандибуларног зглоба као и студије о ђачкој торби (Aruin, Ota, & Latash, 2001; Jones, & Macfarlane, 2005; Burton et al. 2005; Hill & Keating, 2010). У овој студији вредност кранијалновертебралног угла, у стајању без оптерећења је износила $51,46^\circ$ а у стајању са референтном тежином ђачке торбе $52,28^\circ$, што указује да није дошло до статистички значајне разлике у овим резултатима (Табеле 4 и 5). Такође величина утицаја за ову варијаблу указује на мали утицај величине разлика (Табела 10). У најновијој прегледном истраживању које је обухватило 14 студија са децом узраста 10-14 година,

чија је просечна тежина ђачке торбе износила, скоро идентично као у овој студији – 13,75% од телесне масе испитаника, референтне вредности краниовертебралног угла крећу се у распону од $53,9^{\circ} \pm 14,6^{\circ}$ у стајању без оптерећења и од $50,4^{\circ} \pm 16,4^{\circ}$ са оптерећењем ђачке торбе (Ellapen, Paul, Hammill, & Swaneroel, 2021). Дакле, резултат измереног краниовертебралног угла у овој дисертацији у супротности је са измереним резултатима претходних 13 од 14 студија која укључују децу овог узраста, при којима ношење постериорног оптерећења у виду ђачке торбе изазива компензаторни покрет врата и главе ка напред а самим тим и смањење краниовертебралног угла. У истраживању ове дисертације десио се супротан ефекат - краниовертебрални угао се у оптерећеном, повећао на $52,28^{\circ}$ у односу на $51,46^{\circ}$ у неоптерећеном стању а такав ефекат потврђен је потпуно у једној и делимично у другој студији на тему утицаја ђачке торбе. (Goswami, Sarkar & Mishra, 2017; Mosaad & Abdel-aziem, 2018). Група научних истраживача из Индије, коју је предводио др Sukanta Goswami, утврдила је на узорку 6 дечака узраста 10-12 година да се у стајању краниовертебрални угао није смањио већ се незнатно и повећао када су, у статистици, на леђима носили ђачку торбу са тежином 8%, 12% и 16% од телесне масе испитаника. Међутим, када су дечаки ходали са истим тежинама торбе 5, 10, 15 и 20 минута измерено је статистички значајно смањење краниовертебралног угла са почетних $56,52^{\circ}$ на чак $47,33^{\circ}$ (Goswami, Sarkar, & Mishra, 2017). Такође, у веома опремљеној биомеханичкој лабораторији Факултета за физикалану терапију у Каиру двоје истраживача анализирали су на узорку од 19 дечака и 14 девојчица, узраста 10-11 година, два различита типа торби тежине 15% од телесне масе испитаника, промену краниовертебралног угла као и индекс стабилности на сензорној плочи. Класична ђачка торба показала је вредности краниовертебралног угла у стајању од $43,12^{\circ}$ у односу на неоптерећено стање где је износио $45,19^{\circ}$ док је други тип оптерећења, две идентичне торбе, свака окачена о једно раме, изазвао повећање од $46,39^{\circ}$. Интересантно је да је ово једина досадашња студија са ђачком торбом која је упоредо и анализирала и притиске на стопалима у корелацији са краниовертебралном променом угла. Антериорно-постериорни индекс стабилности се са почетних 1.18 повећао на 1.62 за ђачку торбу а на 1.42 за две идентичне торбе свака окачена о једно раме (Mosaad, & Abdel-aziem, 2018). Иако су чак 13 од 14 студија добиле резултате које су у супротности са резултатима измереног краниовертебралног

угла у овој дисертацији, морају се узети у обзир многе чињенице које су утицале на такву разлику. Као прво, 11 од 14 истраживања није спроведено у лабораторијским условима, са адекватном фотометријском опремом, већ уз помоћ дигиталних фотоапарата на сталцима, и у неким студијама често без одговарајућих софтвера за мерење краниовертебралног угла (Ramprasad, Alias, & Raghuvеer, 2010; Abrahams, Ellapen, Van Heerden, & Vanker, 2011; Hande, Shinde, Khatri, & Dangat, 2012; Misra, Nigm, & Alagesan, 2012; Hundekari, Chilwant, Vedpathak, & Wadee, 2013; Leman, Idris, & Murdana, 2013; Pahwa, 2013; Khallaf, Fayed, & Ashammary, 2016; Goswami, Sarkar, & Mishra, 2017; Malik, Vinay, & Pandey, 2017; Vaghela, Parekh, Padsala, & Patel, 2019). Само у 3 студије истраживања су спроведена у строгим лабораторијским условима, уз примену одговарајуће фотометријске опреме и адекватних софтвера (Kistner et al., 2013; Мо, Ху, Li, & Liu, 2013; Mosaad, & Abdel-aziem, 2018). При мерењима у теренским условима неретко се дешава да непостоји идеална нивелација подлоге на којој испитаници стоје, нити је изводљиво урадити прецизну калибрацију инструмената а неадекватна температура и недостатак приватности могу код испитаника, (детета поготово) изазвати промену у држању тела што све укупно на крају може допринети варијабилности резултата (Watson, 1998; Iunes et al., 2009; Ferriera et al., 2011). Као друго, у чак 8 од ових 14 студија учествовале су и девојчице. Дечаци су генерално, мишићно јачи и снажнији од девојчица што им може омогућити да исту, просечну тежину ђачке торбе по килограму телесне масе, носе или са повећањем, или без промена, или са мањим компензаторним променама смањења краниовертебралног угла (Khallaf, Fayed, & Ashammary, 2016; Hammill, Ellapen, & Swanepoel, 2017). Исто тако, постоје и полне разлике у облику кичменог стуба при чему, несиметричне геометријске карактеристике у облику пршљенова или у спинозним наставцима могу довести до разлика у припојима мишића а самим тим и крацима момената њихових сила (Been, Shefi, & Soudack, 2017; Arshad, Schmidt, El-Rich, & Moglo, 2022). Као треће, од 14 студија, 8 је спроведено у Индији (57,1%), 2 студије у Египту (14,2%) и по једна у Јужној Африци (7,1%), САД (7,1%), Канади (7,1%) и Индонезји (7,1%). Као што се да приметити, не постоји ниједна студија на тлу Европе, тако да се мора узети у разматрање чињеница да вратни сегменти и маса главе значајно варирају у односу на различита поднебља и расе (Natale, & Rajagopalan, 2014). Осим тога, многе студије су

доказале велике варијације у аксијалној и смичној крутости вратних дискова од чега зависи флексибилност и механизам носивости сегмента главе (Yoganandan, Kumaresan, & Pintar, 2001; Dowling-Medley, Doodkorte, Melnyk, Cripton, & Oxland, 2020). Ове разлике могу утицати на механику контакта између фасетних зглобова и укупни механизам покрета и подела оптерећења вратног дела кичме (Yoganandan, Knowles, Maiman, & Pintar, 2003; Jaumard, Welch & Winkelstein, 2011). Такође, треба узети у обзир да су у студијама које су електромиографском методом мериле активности *m. sternocleidomasteideusa*, *m. trapezius-a* и мишића вратних еректора, установљене значајне варијације у њиховим регулацијама напетости међу истом популацијом (Newell, Blouin, Street, Cripton & Siegmund, 2013; Cheon, & Park, 2017) а посебно се те варијације односе на разлике између полова и популација са различитих поднебља и континената (Maganaris, Baltzopoulos, Ball, & Sargeant, 2001; Catenaccio et al., 2017). У прилог ове тврдње иду два података на основу резултата ове студије. Први, да је од свих варијабли у сагиталној равни, једино је код угла трагус, C7, хоризонтала са торбом, индетификовано одступање од нормалне дистрибуције резултата (Табела 5). Други, једина статистички значајна разлика између група испитаника на лош, слаб и добар у оквиру свих моторичких тестова остварена баш на нивоу краниовертебралног угла са и без оптерећења, у тесту Подизање трупа (Trunk lift) (Табела 26 и 27). Тест Подизање трупа припада батерији Фаигенбаумових тестова (Faigenbaum, & Westcott, 2009) у оквиру „Fitnessgram“ програма процене моторичких компетентности за потребе наставе физичког васпитања. Степен успешности извођења овог теста директно је повезан са активношћу *m. sternocleidomasteideus-a*, *m. trapezius-a* и мишића вратних еректора (Lopes et al., 2017). Као четврто, ни у једној од 14 студија није описано вертикално позиционирање ђачке торбе и хоризонтална расподела оптерећења унутар њене садржине иако су то изузетно битни фактори који утичу на промену краниовертебралног угла и чијом тематиком су се посебно бавила истраживања на тему ђачке торбе (Cook, & Neumann, 1987; Grimmer et al., 2002; Singh, & Koh, 2009; Chow et al., 2010; Brzęk et al., 2017). У истраживању ове дисертације вертикално позиционирање ђачке торбе је било у висини Th12 док је њена садржина, најтеже књиге и свеске, позициониране равномерно тако оптерећење није ни на полеђини испитаника ни на самом крају торбе. Ово вертикално и хоризонтално позиционирање

ђачке торбе производи средње вредности промене краниовертебралног угла (Cook, & Neumann, 1987; Chow et al., 2010). У случају да је у ових 14 студија вертикално позиционирање било на нешто вишој позицији, у висини Th7 краниовертебрални угао би се смањио за $1,90^\circ$ (Chow et al., 2010) а да је најтежи материјал (књиге, свеске, тегови, песак итд.) позициониран на самом крају торбе тај угао би се још додатно смањио (Cook, & Neumann, 1987). Дакле, или аутори ових студија нису у потпуности размотрили све факторе који могу утицати на резултате мерења или су се послужили „истраживачким триком“, како би у својим студијама које су се базирале на промени краниовертебралног угла, постигли статистички значајну разлику у односу на неоптерећено стање. Као пето, врло је незахвално изоловати само краниовертебрални угао као меру промене оптерећењем ђачке торбе. И деца и одрасли показују прво дисталну реакцију, односно стратегију скочног зглоба, као одговор на постериорно оптерећење. Затим се, у односу на степен оптерећења, укључује проксимална реакција, односно стратегија кука и као њена подршка, компезаторни покрет врата (Arguin, Ota, & Latash, 2001; Latash, & Zatsiorsky, 2016). Студије које су испитивале ове релације доказале су да се постуралне стратегије одржања равнотеже развијају кроз искуство и развојем постуралних вештина (Westcott, Lowes, & Richardson, 1997). Постурални одговори представљају много више од једноставних рефлексних реакција на потенцијални губитак равнотеже (Horak, Henry, & Shumway-Cook, 1997). Деца од 7 до 10 година показују релативно зреле реакције постуралне контроле које у одређеној мери могу да се пореде са реакцијама одраслих за решавање потенцијалног губитка равнотеже (Shumway-Cook, & Woollacott, 1985). У узрасту од 11 до 13 година деца поседују идентичне способности као и одрасли у одабиру различитих стратегија за одржавање равнотеже, како у статичким тако и динамичким условима (Hatzitaki, Zisi, Kollias, & Kioumourtzoglou, 2002). Како су у свих 14 студија у којима је анализирана промена краниовертебралног угла у односу на оптерећење ђачке торбе били укључен и испитаници старости од 10 година може се закључити да су деца овог узраста користили различите, недовољно развијене стратегије одржања равнотеже у односу на децу узраста 11-13 година. Ове разлике у испољавању различитих стратегија одржања равнотеже у односу на одређени узраст, могу бити додатан аргумент у образложењу веријабилности промене краниовертебралног угла у тим студијама, у односу на

истраживање у овој дисертацији. У том смислу, корисно је упоредити резултате добијене у овој дисертацији са истраживањем др Frances Kistner и сарадника (Kistner et al., 2013), једину од ових 14 студија која је уз анализу краниовертебралног угла анализирала и промену угла трупа. У истраживању др Kistner и сарадника, узорак испитаника сачињавало је 41 девојчица и 21 дечак, узраста 8-11 година. Занимљиво је да је овај узорак испитаника на оптерећење ђачке торбе 15% од укупне телесне масе, у статистици, реаговао променом смањења у углу трупа од $4,45^\circ$ што је за $0,58^\circ$ мање него што су дечаки узраста 11-13 година са 1,23% мањим оптерећењем, имали реакцију у овој дисертацији. Међутим, испитаници у студији др Kistner и сарадника, помоћном компезаторном стратегијом, смањењем краниовертебралног угла за $4,67^\circ$ искориговали су своју равнотежу за разлику од испитаника у овој дисертацији код којих краниовертебрални угао не да није смањен већ је незнатно и повећан. Дакле, може се закључити да су испитаници у овој дисертацији имали адекватне реакције стратегије скочног зглоба и кука те за потребе успостављања равнотеже као реакције на постериорно оптерећење није била неопходна компезаторна реакција у виду смањења краниовертебралног угла. У студији др Kistner и сарадника са чак већим оптерећењем, нешто мања промена угла трупа морала је бити додатно потпомогнута и компезаторном мером смањења краниовертебралног угла. Иако је у том истраживању остало неиспитано каква је реакција била на нивоу стратегије скочног зглоба евидентно је да је утицај различитости пола и узраста утицао на одабире различитих равнотежних стратегија. До истог закључка су дошли и Li и Hong анализирајући промене угла трупа и врата као последице ношења ђачке торбе на узрасту деце од 6 до 12 година. Установљено је да млађа и старија деца имају различите стратегије успостављања постуралне равнотеже (Li, & Hong, 2004). Без обзира што у овој дисертацији није дошло до смањења краниовертебралног угла као последице постериорног оптерећења ђачке торбе у статистици, свакако би дошло до његовог статистички значајног смањења, само након 6 минута хода, са максималном разликом од 13.7° у односу на неоптерећено стање, што је и потврђено у бројним студијама које су се бавиле овом тематиком (Chasirinukor et al., 2001; Kistner et al., 2013; Goswami, Sarkar, & Mishra, 2017). У случају статистички значајног смањења краниовертебралног угла који се неминовно јавља након 6 минута хода са ђачком торбом, јавља се ефекат

гравитационе силе јер глава се налази испред нормалне вертикалне гравитационе линије којој задњи вратни мишићи морају изометријски да се супроставе како би се задржао хоризонтални поглед (Miles, 2007). Такав ефекат је потврђен у резултатима ове студије за веријаблу која дефинише меру одржања хоризонталног погледа на основу линије које спајањем образују анатомске тачке спајања десног трагуса уха и спољног кантуса десног ока, где није установљена статистички значајна промена угла у стању оптерећења са референтном тежином ђачке торбе у односу на неоптерећено стање (Табеле 4 и 5). Овај ефекат такође изазива замор и представља силу притиска на мека ткива јер нормална, просечна тежина главе износи око 4,5 кг док се још 4,5 кг додаје за сваких 2,5 см када се глава помери испред нормалне вертикалне гравитационе линије (Morningstar, 2002). Према законима физике, када гравитациона сила делује на закривљени сегмент врата, подручје на конвексној страни је издужено док је на конкавној страни сабијено. Измењена механика повезана са овим новим, компезаторним постуралним положајем може изазвати прекомерне компресије на апофизним зглобовима и задњим површинама тела пршљенова, променама које су повезане са издужавањем инфрахиоидних мишића са елевациом хиоидне кости и са скраћивањем субокципиталне и супрахиоидне мускулатуре (Ayub, Glasheen-Way, & Kraus, 1984; Miles, 2007). Све укупно, ова повећана мишићна активност при којој субокципитални мишићи морају радити под већим напоном како би задржали хоризонтални поглед може довести до грчева мишића у задњем делу врата (Neumann, 2016; Guyton & Hall, 2017). Дакле, испитаници у овој студији, да би задржали хоризонтални поглед који им пружа изузетно важне визуелне импуге, морали су додатно ангажовати своје субокципиталне мишиће. Ова неповољна компезаторна механика положаја врата као и изазвани грчеви као предиктори убрзаних дегенеративних промена представљају врло забрињавајући податак јер руптуре вратних дискова се могу десити при много нижим притисцима него што је то случај код лумбалних. Истраживања која су се бавила овом тематиком утврдиле су да је минимални лумбални интрадискални притисак руптуре био одређен на 110-212 psi док је код вратних дискова износио око 40 psi (Menkowitz et al, 2005; Arshad et al., 2022). Мишићни грчеви су повезани са болом у врату, главобољама, инвалидитетом код одраслих, темпоромандибуларним поремећајима, поремећајима тела пршљенова,

болом у лицу, дискинезом лопатице и рамена (Hanten, Olson, Russell, Lucio, & Campbell, 2000; Kendall et al., 2005; Fernandez-de-las-Peñas, Pérez-de-Heredia, Molero-Sánchez, & Miangolarra-Page, 2007; Yip, Chiu, & Poon, 2008; Silva et al., 2009; Cheung Lau, Wing Chiu, & Lam, 2009; Mahmoud et al., 2019). Поремећаји коштаног-зглобних и фасцијално-лигаментно-мишићних структура вратног дела кичме су се повећали и чести су у свим старосним структурама, где је за 2017 годину у популацији из 195 земаља забележено 288,7 милиона званичних случајева са овим тегобама (Safiri et al., 2020), што је у складу и са подацима из наше земље (BATUT, 2022).

У складу са резултатима истраживања и тестираних шест варијабли за оцену постуралног статуса кичменог стуба, те у односу на операционализовану хипотезу X_2 дефинисану као: „У односу на референтно ОЂТ, код испитаника се очекују значајне промене у постуралном статусу кичменог стуба посматрано у Сагиталној равни при усправном ставу“, а на основу резултата и констатованих промена резултата у две варијабле, хипотеза X_2 се може делимично прихватити.

7.3 Утицај оптерећења на статус стопала

Постурална контрола представља изузетно сложен процес пријема, обраде и интерпретације информација из визуелног, вестибуларног и соматосензорног система за откривање промена унутар центра тежишта тела као реакције услед унутрашњих или спољашњих промена које нарушавају постуралну стабилност (Feldman, 2016). Сваки од ових сензорних система има значајну улогу јер пружа специфичне информације Централном нервном систему о положају тела као и утицају спољашњег оптерећења на његову стабилност. Визуелни систем пружа информације о положају главе у односу на простор путем централног и периферног вида. Вестибуларни систем такође пружа информације о положају главе у простору али у односу на силе инерције и гравитације где стопала играју важну аферентну улогу. Соматосензорни систем, који укључује механорецепторе и мишићне и зглобне рецепторе, пружа проприоцептивне податке о положају тела у односу на површину ослонца (Shumway-Cook, & Woollacott, 2001; Montgomery, & Connolly, 2003). Централни управљач тумачи ове сензорне информације и усмерава коштаног-зглобне и фасцијално-лигаментно-мишићне структуре ка положају да центар тежишта тела остане изнад површине ослонца и да тело задржи постуралну

стабилност путем одговарајућих равнотежних стратегија (Shumway-Cook, & Woollacott, 2001). Прва од четири равнотежне стратегије је стратегија скочног зглоба која се користи када се врше мале корекције постуралне стабилности (Aguin, Ota, & Latash, 2001; Latash, & Zatsiorsky, 2016). Вестибуларни и визуелни систем који стабилизују постуралну равнотежу раде на фреквенцијама до 1 Hz (Nashner, 1976; Diener, Dichgans, Bruzek, & Selinka, 1982; van Asten, Gielen, & Denier van der Gon, 1988) док проприоцептивни рефлекси из механорецептора и мишићних и зглобних рецептора везаних за скочни зглоб раде на фреквенцијама изнад 1 Hz (Fitzpatrick, Gorman, Burke, & Gandevia, 1992). Код испитаника који стоје, појачање рефлексног преноса расте са повећањем спољашњег оптерећења, односно фреквенцијом нарушавања постуралне стабилности. Рефлексни одговори током задатка у коме испитаник стоји без и са оптерећењем, су у основи слични, међутим проприоцептивни рефлекси из механорецептора и мишићних и зглобних рецептора који делују на скочни зглоб су главни предуслов одржања стабилног постуралног става (Fitzpatrick et al., 1992). Оваква ситуација поготово долази до изражаја кад на тело делује спољашње оптерећење слично ОЂТ која има тежину 13,77% од просечне телесне масе испитаника, као што је случај у овој дисертацији. Анализом левог стопала установљено је да су под утицајем референтног ОЂТ настале статистички значајне разлике (Табела 12). При томе је за 20% увећан број испитаника са равним стопалом док су се смањили бројеви испитаника са виским за 13,4% и нормалним луком стопала за 6,6%. (Графикони 1 и 4). Анализом десног стопала установљено је да под утицајем референтног ОЂТ за 6,7% увећан број испитаника са равним стопалом док су се смањили бројеви испитаника са виским за 2,3% и нормалним луком стопала за 4,4%. (Графикони 2 и 5). Под утицајем референтног ОЂТ, настале су статистички значајне разлике на сводовима оба стопала, у односу на неоптерећено стање (Табела 12). Нестао је проценат испитаника који су имали нормалан свод стопала (6,7%) и процентуално се смањило број испитаника са високим луком стопала за 17,8% (Графикони 3 и 6). Са друге стране процентуално се увећао број испитаника са равним за 6,7% и различитим сводом стопала за 17,8% (Графикони 3 и 6). Такође, величина утицаја за статус левог стопала као и статус оба стопала са и без референтног ОЂТ указује на средњи утицај величине разлике (Табела 12). Медијана резултата статуса стопала се за лево стопало и оба стопала се погоршала након постављања референтног ОЂТ на леђа на 75 перцентилу (Табела 13).

Ова промена указује да механорецептори и мишићни и зглобни рецептори, сада пружају битно нарушене проприоцептивне податке о положају тела у односу на површину ослонца. Нарушена дистрибуција телесне масе на плантарној регији угрожава адекватан положај у односу на карлицу, а самим тим и на кичмени стуб (Rodrigues, Montebelo, & Teodori, 2008). Плантарни механоцептори претерано стимулирани ОЂТ, сада имају умањен квалитет аферентних информација што доводи до поремећаја равнотеже а са тим и држања тела (Hue et al., 2007; Kolarova et al., 2019). У прегледној литератури информације о модификацији плантарног притиска као последица ђачке торбе су веома ограничене. Као значајну у одржавању постуралне равнотеже, изоловавши само стратегију скочног зглоба (неукључујући и друге стратегије), постоје студије које су реализоване у статичким условима код деце узраста 6-15 година и са различитим ОЂТ (5%, 10% и 15% од укупне телесне масе испитаника) (Rodrigues, Montebelo, & Teodori, 2008; Pau et al., 2011; Pau et al., 2015; Bukowska et al., 2021).

У складу са резултатима истраживања и тестираних шест варијабли за оцену статуса стопала, те у односу на операционализовану хипотезу X_3 дефинисану као: „У односу на референтно ОЂТ, код испитаника се очекују значајна промена у постуралном статусу оба стопала, односно левог и десног а при у усправном ставу“, а на основу резултата у анализираним варијаблима и констатованим променама у њих четири, хипотеза X_3 се сматра прихваћеном.

7.4 Резултати према моторичкој батерији тестова

Резултати према Еурофит батерији тестови

На основу резултата у тесту лежање-сед (Табела 14), испитаници у овој студији су скоро идентични са просечним резултатима, индентификованим на већем броју дечака, њихових вршњака у истраживању Републичког завода за спорт из 2009 године (Gajević, 2009). Ови резултати су у слабији поређењу са просечним резултатима њихових вршњака из Словачке, Литваније и Естоније а нешто бољи од деце из Шпаније и Белгије (Gajević, 2009). Што се тиче теста издржај у згибу (Табела 14), испитаници у овој студији су показали слабији резултат од својих вршњака из Републике Србије. Оба ова узорка показују статистички значајно слабије резултате од својих вршњака из Словачке, Литваније, Естоније, Шпаније и Белгије у овоме тесту (Gajević, 2009). Ови слабији

результати могу се објаснити већом телесном масом испитаника у овој студији (Табела 1) и у истраживању Републичког завода за спорт из 2009 године, наше деце у односу на њихове вршњаке из Словачке, Литваније, Естоније, Шпаније и Белгије (Гајевић, 2009).

Резултати према Мекгиловој батерији тестова

На узорку 171 дечака (Dejanovic, Harvey, & McGill, 2012), истог узраста као испитаници у овој студији остварени су врло слични просечни резултати у тестовима, Тест издржљивости флексора трупа, Тесту бочног моста, левом и десном. У тесту издржљивости леђних мишића, Тест издржљивости мишића леђа, испитаници ове студије имали су незнатно слабије просечно време издржаја (Табеле 15 и 16).

Резултати према Фигенбаумановој батерији тестова

У односу на већи узорак дечака (Castro-Piñero et al., 2009; Bartonet al., 2017) узраста као испитаници у овој студији остварен је врло слабији просечан резултат у тесту склупчати/опружити се (Curl up). У односу на исту популацију испитаници у овој студији имали су и нешто слабије просечне резултате у тестовима склекови под углом од 90° (90-degree Push-up) и Подизање трупа (Trunk lift) (Табеле 17 и 18).

У оквиру свих батерија тестова (Еурофитове, МекГилове и Фигенбауманове), моторичка и мишићна компетентност испитаника у сваком тесту а у односу на разлике свих испитиваних углова, у Фронталној и Сагиталној равни, са и без референтног ОЂТ довела је до нумеричких промена на нивоу група лош, слаб и добар (Табеле 14-25 и графикони 7-13). Једина статистички значајна разлика између група испитаника на лош, слаб и добар у оквиру свих тестова моторичке и мишићне компетентности, остварена је код испитиваног угла који спајањем образују анатомске тачке десног трагуса уха, *procesus spinosus* C7 и хоризонталне линије, у односу стање са и без референтног ОЂТ, у тесту Подизање трупа (Trunk lift) (Табела 26 и 27).

У складу са резултатима истраживања и тестираних варијабли за процену моторичког и мишићног статуса испитаника, те у односу на операционализовану хипотезу Х₄ дефинисану као: „ У односу на референтно ОЂТ и успостављени постурални статус кичменог стуба код испитаника се очекују значајне промене у постуралном адаптационом одговору који карактерише недовољна мишићна способност“, а на основу резултата

истраживања хипотеза H_4 се делимично прихвата на основу промене у једној варијабли. Промене су уочене само у једној варијабли од тестираних 14 (Фронтална равна 8 варијабли и Сагитална равна 6 варијабли и посматрано са и без ОЂТ). Промене су уочљиве, између две групе испитаника, окарактерисане као слабе и добре, у корист слабије групе у варијабли Угао у Сагиталној равни трагус, С7, хоризонтала са ОЂТ у тесту Подизање трупа.

У складу са резултатима истраживања и проверама 4 хипотезе од којих су две делимично прихваћене, једна одбачена и једна прихваћена генерална хипотеза H_1 дефинисана као: „ У односу на референтно ОЂТ, при усправном ставу за статус стопала очекују се значајне промене, а за постурални статус кичменог стуба у обе испитиване равни (Сагитална, Фронтална) значајне промене се очекују при постуралном адаптационом одговоу који карактерише недовољна мишићна способности испитаника“, може се сматрати делимично прихваћеном.

8.0 ЗАКЉУЧАК

Према посебним критеријумима на одабраном узорку од 45 дечака основношколског узраста, старости 11, 12 и 13 ($12,18 \pm 0,86$) година, извршено је лонгитудинално истраживање експерименталног карактера. При томе је анализиран њихов постурални статус (статус кичменог стуба и стопала) у односу на један од најдоминантнијих егзогених фактора (за дати узраст), оптерећење ђачком торбом. Сем постурометријских и бароподометријских мерења, један од циљева је била и идентификација мере нарушености постуралног статуса кичменог стуба у односу на мишићну способност испитаника, која је тестирана адекватним индикаторима за простор мишићне компетентности трупа и руку и раменог појаса.

Резултати истраживања указали су да под оптерећењем ђачке торбе (ОЂТ) постоје статистички значајне разлике, које су утицале на промену статуса сводова стопала и представљају индикаторе погоршања постуралне стабилности. Разлике су биле евидентне у статусу левог стопала и статусу оба стопала са и без ОЂТ.

Под истим оптерећењем (ОЂТ) и без њега, идентификоване су и статистички значајне разлике на критичном, међупршљенском простору на нивоу положај два тонила, L3-L4 и *processus spinosus C7* посматраној у Сагиталној равни.

Такође, констатоване су статистички значајне разлике између групе испитаника које су формиране на основу Фаигенбаумовог теста Подизање трупа, лоши, слаби и добри, у погледу њихових постуралних варијабли у сагиталној равни са ОЂТ, посматрајући цело систем примењених варијабли. Утврђено је да статистички значајне разлике постоје у само једној анализираној варијабли, Угао у Сагиталној равни трагус, C7, хоризонтала са ОЂТ између испитаника окарактерисаних као слаби и добри у корист слабијих.

На основу добијених резултата закључује се да је у тренутку мерења, референтно ОЂТ на испитиваној популацији деце изазвало највеће промене на стратегији скочног зглоба и на нивоу стратегије зглоба кука.

На основу добијених резултата истраживања, може се констатовати да се генерална хипотеза истраживања X_1 и помоћне хипотезе X_2 и X_4 делимично прихватају, X_3 се прихвата, док се помоћна хипотеза X_1 одбацује.

Лимитираност студије се огледа у начину истраживања, јер је рађено мерење постурометријско и бароподометријско у статисти са и без ОБТ, а досадашња истраживања су указала да најочљивије промене настају након 6 минута хода. Ово отвара нова истраживачка питања јер инструментаријум коришћен у овом истраживању омогућава и мерења у кретању.

Генерално се може закључити да су потребне даље превентивне мере за ублажавање негативних импликација тешке ђачке торбе на постурални статус деце основношколског узраста. Предложене су мере које би то спречиле.

9.0 ИМПЛИКАЦИЈЕ

Ради бољег разумевања утицаја ђачке торбе на дечаке узраста 11-13 година, требало би конкретизовати препоруке и мере које треба предузети да би се минимизирали њени негативни ефекти. Ове препоруке и мере обухватају знања мултидисциплинарних области и укључују различите институције које посредно или непосредно утичу на живот деце овог узраста и биле би примењиве за простор Републике Србије:

- 1) Рад на повећању мишићних компетентности деце овог узраста који се огледа у свакодневних сат или више сати структурисаних и неструктурисаних физичких активности,
 - 2) Функционално ергономски дизајнирана ђачка торба,
 - 3) Укључивање различитих институција у смислу решавања проблема ђачке торбе
- I. Сем једног истраживања које је вршено у војне сврхе не постоји ниједна студија која је довела у везу бенефите физичке активности у односу на амортизацију негативних ефеката ношења ранца. У тој студији закључено је да тренинг мишићне издржљивости и снаге може значајно позитивно утицати физичку способност војника у односу на негативан ефекат оптерећења војне опреме у виду ранца на леђима (Кларик, Reynolds, & Нартман, 2004). С обзиром да је у овом истраживању доведена у везу мишићна компетентност, пре свега постуралних мишића, као превенција негативних ефеката ношења ђачке торбе, главна препорука односила би се на повећање броја сати структурисаних и неструктурисаних физичких активности на дневном нивоу као и нивоа активног времена и квалитета вежбања унутар тих активности. Најрелевантније студије на ову тему указују да деца и омладина узраста од 5 до 17 година треба на дневном нивоу да акумулирају од 60 минута па и до неколико сати физичке активности. Препоруке се односе првенствено на аеробне активности, док активности снажнијег интензитета, вежбе јачања мишића и костију треба да буду укључене најмање у три дана недељно под вођством стручног лица – професора физичког васпитања (Janssen, & Leblanc, 2010; Loraås, 2020; Lin,

Zhang, Shen, & Zhou, 2022). У том смислу, са аспекта структурисаних физичких активности, повећање часова физичког васпитања са два на пет недељно, уз увођење професора физичког васпитања у наставу од првог до четвртог разреда, увођење већег броја професора физичког васпитања на једном часу, смањење броја ученика у оквиру одељења на часу као и већа разноврсност квалитетних справа и реквизита у циљу повећања активног времена часа (Тапака, Тапака, & Тапака, 2018) значајно би допринели не само појачаној мишићној компетентности као превенцији негативних ефеката ношења ђачке торбе већ и свим осталим бенефитима које физичка активност носи за садашње и будуће здравље (Ortega, Ruiz, Castillo, & Sjöström, 2008; Lang et al., 2018; Ekelund et al., 2019; Smith et al., 2019). Са аспекта неструктурисаних физичких активности на дневном нивоу, поготово кад је реч о урбаној градској средини одакле и долазе дечаци анализирани у овој дисертацији, од изузетног значаја је квалитет и опремљеност дечијих игралишта јер од њихове заступљености, пространости и разноврсности зависи и заинтересованост деце да их редовно посећују и упражњавају игру и физичке активности у слободном времену (Stroli, & Hagen, 2010). Овакав став је заснован на репрезентативној студији, у којој је укључено 25 градова у Сједињеним Америчким Државама (величине од 100.000 до преко 1.000.000 становника), у којој је у току једне недеље праћена и анализирана активност у 162 парка са 147 игралишта (Cohen et al., 2020). Студија је доказала да су 63,6% дечака и 59,7% девојчица показали много већу физичку активност на игралиштима него што је то случај у другим деловима парка. Истраживање је такође доказало да сваки додатни елемент на игралишту повећава за 50% физичку активност као и време проведено у игри, а и раније студије су слично утврдиле (Farley, Meriwether, Baker, Rice, & Webber, 2008; Haug, Torsheim, Sallis, & Samdal, 2010; Nielsen, Bugge, Hermansen, Svensson, & Andersen, 2012). Битан фактор који је утицао на више него дупло повећање боравка и физичке активности је постојање тоалета у оквиру парка, игралишта. Насупрот томе, чак за 82% мање

времена боравка је забележено на игралиштима која су поседовала поједине прљаве и неуређене, неодржаване површине (Cohen et al., 2020).

- II. У нашој земљи, ученици крећу у основну школу са 6 до 7 година, а завршавају средњу школу са 18 до 19 година, носећи терет у виду ђачке торбе 5 дана у недељи више од једне деценије, што нема занемарљив утицај на њихов постурални статус. У својим ђачким торбама, деца свакодневно носе различите дидактичке материјале, попут књига и свезака, прибора за писање и цртање, боца за воду, кутијице са храном, опрему и обућу за час физичког васпитања и др. У досадашњој литератури везаној за најоптималнији ергономски избор ђачке торбе, истраживања су доказала да лоцирање центра масе торбе што ближе центру масе тела, резултира најнижом потрошњом енергије и тежи одржавању стабилности постуре у усправном положају слично као и стајању или кретању без оптерећења (Jacobson, Cook, Altena, Gemmell, & Hayes, 2003; Mackie et al., 2003; Chen, & Mu, 2018; Genitrini, Dotti, Bianca, & Ferri, 2022). У том смислу, вертикално позиционирање ђачке торбе у висини L3 (Grimmer et al., 2002; Singh, & Koh, 2009; Chow et al., 2010; Brzęk et al., 2017) и хоризонтално најтежих књига и свезака на полеђини испитаника, утиче на мање промене одржања стабилности и ефикасније ношење оптерећења (Cook, & Neumann, 1987). Такође, установљене су многе предности, у побољшању кинематике и удобности, преношењем оптерећења ђачке торбе са слабије мускулатуре леђа и рамена на бокове правилно постављеним појасом око струка (Reid, Stevenson, & Whiteside, 2004; Sharpe, Holt, Saltzman, & Wagenaar, 2008; Abdelraouf, Hamada, Selim, Shendy, & Zakaria, 2016; Mallakzadeh, Javidi, Azimi, & Monshizadeh, 2016). Овакав пренос оптерећења на карлицу представља ефикасан начин за ублажавање активности трапезног мишића и високог нивоа контактног притиска на кожу који се јавља преко нараменца (Holewijn, 1990), као и смањење појаве „парализе руксака“ (Bessen, Belcher, & Franklin, 1987). У истраживању, намењеном побољшању ергономије ранца у војне сврхе, дошло се до јако корисних закључака када је у питању најекономичније ергономско решење по питању ђачке торбе и са аспекта

„каишева за грудне кости“. Овај каиш је причвршћен хоризонтално преко обе нарамнице у нивоу груди и када се ремен затегне, он повлачи нарамнице ка средњој линији тела тако да се притисак помера са латералних ка медијалним сегманатима рамена и обрнуто када се олабави, нарамнице се померају латерално а оптерећење се премешта на бочне делове рамена. Подешавањем овог каиша могуће је прерасподелити оптерећење на друге мишиће или делове неангажованих делова мишића и тако омогућити оптерећеним деловима тела да се опораве од притиска нарамница (Кнарџ, Reynolds, & Harman, 2004). Примарни фактор у економичности људског тела, које носи тешко оптерећење на леђима, је његова способност да пренесе тежину терета без изазивања великих помоћних сила између суседних пршљенова. Када је у питању ношење ђачке торбе, ова економичност се највише огледа у амортизовању хоризонталне силе смицања и силе ротирања на нивоу лумбалног дела кичме. Обе ове силе не утичу директно на успостављање вертикалне позиције у којој се комбиновани центар тежишта тела и торбе помера напред како би се одржала равнотежа, већ су резултат потребе за хоризонталним балансирањем и стабилизацијом терета (Reid, Stevenson, & Whiteside, 2004). Како хоризонтална сила која делује у лумбалној регији изазива нелагодност (Stevenson et al., 2004), неопходан је оптимизован, посебан систем унутар ђачке торбе који треба да ублажи секундарно оптерећење те регије кроз што ефикаснији пренос тежине са раменог појаса на карлицу. У том смислу, истраживање које се бавило овом проблематиком доказало је да додавање бочне крутости (штапова) на бочним ивицама ђачке торбе смањује вертикално оптерећење горњег дела тела за 14% без негативног ефекта, повећања унутрашње силе смицања на ниву L3-L4, уз стварање већег момента екстензора леђа за 12% (Reid, Stevenson, & Whiteside, 2004). С обзиром да је регија L3-L4 веома критично место кичменог стуба (Bajin et al., 2022), следећи корак у ергономској иновацији ђачке торбе је одређивање динамичких својстава система штапова унутар ње. У овом систему може постојати потенцијал искоришћења енергије еластичне деформације и у

вертикално и хоризонтално постављеним еластичним штаповима унутар ђачке торбе (Reid, Stevenson, & Whiteside, 2004). Ефикасност и значај еластичних система у кретању је анализирана код кенгура где је идентификована њихова способност да носе младунце у својој торби без икаквих метаболичких трошкова што се приписује специфичним мишићно-скелетним опругама (Kram, 2001). Будућност ергономских решења ђачке торбе треба тражити у модификованој верзији ове технике ношења која сем уштеде енергије може смањити оптерећење раменог сегмента и активности дубоких мишића леђа као и повећање комфора при ношењу (Reid, Stevenson, & Whiteside, 2004). Поред ова два јако битна ергономски битна детаља, Америчко удружење за радну терапију (The American Occupational Therapy Association) објавило је још неколико значајних препорука по питању економичности ђачке торбе: 1) Тежина ђачке торбе не би смела прелазити више од 10% од укупне телесне масе детета; 2) Ђачка торба не би требало да се носи са само једном нараменицом; 3) Нараменице и део торбе који налаже на леђа требало би да имају мекану садржину или високоеластичну тканину; 4) Ђачка торба би требало да буде примерена узрасним карактеристикама детета; 5) Нараменице треба наместити симетрично, према облику леђа детета; 6) Ђачка торба би требало да одговара величини леђа детета (АОТА, 2013). Препоруке Америчког удружења за радну терапију по питању тежине ђачке торбе до 10% од укупне масе детета подржане су у прегледној литератури везаној за ту тематику (Steele, Bialocerkowski, & Grimmer, 2003; Skaggs, Early, D'Ambra, Tolo, & Kay, 2006; Genitrini et al., 2022). Са друге стране, налазе се препоруке за тежину торбе од 10-15% (Brackley, & Stevenson, 2004; Mwaka, Munabi, Buwembo, Kukkiriza, & Ochieng, 2014) али и вредности до 8% од телесне масе дечака (Pahwa, 2013; Khallaf, Fayed, & Ashammary, 2016; Goswami, Sarkar, & Mishra, 2017) и до 5% код девојчица (Khallaf, Fayed, & Ashammary, 2016), узраста 10-14 година. Нажалост, све ове препоруке су у домену претпоставки јер не постоје у научној литератури лонгитудиналне студије које су се бавиле о кумулативним ефектима ношења ђачке торбе, које би дале адекватану

смерницу њене безбедне тежине које се могу генерализовати на сву децу. Такве, добро осмишљене студије, могле би пружити адекватне резултате о правој релацији између ношења ђачке торбе и значајних, негативних мишићно-скелетних промена и бола у оптерећеним регијама, које се протежу кроз адолесценцију или у одраслом добу. Претпоставка је да не постоји једно универзално ограничење оптерећења које би одговарало свој деци с обзиром на индивидуалне карактеристике сваког детета, разноликости њихових антропометријских профила и образаца раста (Dockrell, Simms, & Blake, 2013; Dockrell, Blake, & Simms, 2015).

- Ш. Употреба тешке ђачке торбе огледа се на готово сличан начин, на нивоу свих региона и земаља. Ипак, постоје и извесне разлике које су одређене географском локацијом, економско-културолошким разликама али пре свега зависе од школског система. Управо у том смислу, на нивоу Републике Србије, Министарство просвете и технолошког развоја као и Национални просветни савет, који су директно одговорни за планирање наставних планова и програма, морали би да узму у обзир све негативне импликације великог броја уџбеника која деца носе у својим ђачким торбама. Превентива би се огледала у реформама образовних планова и програма, при којима би деца у ери технолошког развоја, користила већину уџбеника у самој школи без потребе њиховог транспорта. Овакав пример иновативног образовања је фински школски систем (Hofman-Bergholm, 2018) који сем растерећења ђачке торбе нуди и већу физичку активност у природном окружењу што има додатан бенифит на целокупно здравље детета. Такође, треба обезбедити сигурност и безбедност школских ормарића што би додатно помогло растерећењу ђачке торбе. Са аспекта информисаности деце и родитеља о свим негативним ефектима ношења ђачке торбе путем свих врста медија треба да се укључе Министарства за културу и информисање. Кроз едукативне а опет смислено занимљиве програме и садржаје треба заинтересовати децу и родитеље да воде рачуна о тежини ђачке торбе, економичном позиционирању, начину ношења и сл. Нажалост, истраживања указују да деца и родитељи немају потребно знање о ергономским

стандардима ђачке торбе (Kędra et al., 2019) а чак 96% родитеља никада није проверило тежину и садржај торбе своје деце (Fogjuoh, Schuchmann, & Lane, 2004). Такође, неопходно је у оквиру стратегије растерећења тешке ђачке торбе укључити и Министарство саобраћаја. Истраживања су доказала да деца испољавају сигурне брзине хода у неоптерећеном стању (Fukuchi, Fukuchi, & Duarte, 2019). Међутим, брзина хода се знатно смањује када деца носе теже ђачке торбе (Singh, & Koh, 2009), што отвара могућност ризика од повреде уколико се у време трајања зеленог светла на пешачком прелазу не укаклулише овај фактор. Осим брзине хода, мења се и сама биомеханика кретања (Hong, & Brueggemann, 2000; Connolly et al., 2008; Liew, Morris, & Netto, 2016) која представља потенцијалну опасност поготово када је у питању зимско или кишно време које ће створити услове клизавог тла. Свакако, можда и најбитније, на свим Факултетима спорта и физичког васпитања требало би отоврити смер - Кинезиолог физичког васпитања. Дипломирани кинезиолог физичког васпитања би био стручњак из области мишићних слабости и структуралних промена коштано-зглобног система. Овај стручњак би био запослен у свакој школи и имао би свој, дијагностички адекватно опремљен простор и кабинет за корективни рад. Био би оспособљен да врши дијагностику, на основу које би писао програм корективних вежби које би примењивао професор физичког васпитања, а радио би индивидуално са децом која имају озбиљне структуралне промене које превазилазе функционални стадијум мишићних слабости. Сем подршке професорима физичког васпитања, радио би на едукацији осталих професора, родитеља и деце по питању проблема адекватне постуре и што бољег превазилажења негативних ефеката седења у школској клупи и ношења ђачке торбе.

10.0 ЛИТЕРАТУРА

- Abdelraouf, O. R., Hamada, H. A., Selim, A., Shendy, W., & Zakaria, H. (2016). Effect of backpack shoulder straps length on cervical posture and upper trapezius pressure pain threshold. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(9), 2437–2440.
- Abernethy, B., Kippers, V., & Hanrahan, S. J. (2013). *Biophysical foundations of human movement*. Champaign, IL, United States: Human Kinetics.
- Abrahams, S., Ellapen, T. J., Van Heerden, H. J. & Vanker, R. (2011). The impact of habitual school bag carriage on the health of pubescent scholars, *African Journal of Physical Health Education and Dance*, 17(4), 762–771.
- Adams, M. A., & Roughley, P. J. (2006). What is intervertebral disc degeneration, and what causes it?. *Spine*, 31(18), 2151–2161.
- Ala-Kokko, L. (2002). Genetic risk factors for lumbar disc disease, *Annals of Medicine*, 34(1), 42-47.
- Alfageme-García, P., Calderón-García, J. F., Martínez-Nova, A., Hidalgo-Ruiz, S., Basilio-Fernández, B., & Rico-Martín, S. (2021). Association between the Use of Backpack and Static Foot Posture in Schoolchildren with Static Pronated Foot Posture: A 36-Month Cohort Study. *Children*, 8(9), 800.
- Alfageme-García, P., Calderón-García, J. F., Martínez-Nova, A., Hidalgo-Ruiz, S., Martínez-Álvarez, M. & Rico-Martín, S. (2020). Backpacks Effect on Foot Posture in Schoolchildren with a Neutral Foot Posture: A Three-Year Prospective Study. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(19), 7313.
- Al-Hazzaa, H. M. (2006). How much load do Saudi school boys carry on their shoulder. *Saudi Medical Journal*, 27, 1567-1571.
- American Occupational Therapy Association (2013). Backpack strategies for prents and students.Презето22.децембра,2022,ca,<http://www.aota.org//media/Corporate/Files/Backpack/Backpack%20Strategies%20for%20Parents%20%20Students.pdf>
- Arshad, R., Schmidt, H., El-Rich, M. & Moglo, K. (2022). Sensitivity of the Cervical Disc Loads, Translations, Intradiscal Pressure, and Muscle Activity Due to Segmental Mass, Disc Stiffness, and Muscle Strength in an Upright Neutral Posture. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10, 751291.

- Aruin, A. S., Ota, T. & Latash, M. L. (2001). Anticipatory postural adjustments associated with lateral and rotational perturbations during standing. *Journal of Electromyography and Kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *11*(1), 39–51.
- Ayub, E., Glasheen-Way, M. & Kraus, S. (1984). Head posture: a case study of the effects on the rest position of the mandible. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *5*(4), 179–183.
- Bajin, M., Kojić, M., Romanov, R. & Ahmetović, Z. (2022). Neglected problem: Influence of school bag on lumbar segment in children. *Frontiers in Pediatrics*, *10*, 1045666.
- Balasundaram, P. & Avulakunta, I. D. (2022). *Human Growth and Development*. In *StatPearls*. StatPearls Publishing.
- Barton, M., Jackson A.W., Martin S.B., Morrow J.R., Petrie T.A. & Greenleaf C.A. (2017). Better Health-Related Fitness in Youth: Implications for Public Health Guidelines. *International Journal of Exercise Science*, *10*(3), 379-389.
- Been, E., Shefi, S., & Soudack, M. (2017). Cervical lordosis: the effect of age and gender. *The Spine Journal : official journal of the North American Spine Society*, *17*(6), 880–888.
- Bernstein, N.A. (1967). *The Coordination and Regulation of Movements*. New York, Pergamon.
- Bessen, R. J., Belcher, V. W., & Franklin, R. J. (1987). Rucksack paralysis with and without rucksack frames. *Military Medicine*, *152*(7), 372–375.
- Bieniek, K., & Wilczyński, J.R. (2019). Characteristics of the correlations between body posture and postural stability in boys aged 10-12 years. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*, *11*(2), 65–74.
- Bo Andersen, L., Wedderkopp, N., Leboeuf-Yde, C. (2006). Association between back pain and physical fitness in adolescents. *Spine*, *31*(15), 1740-1744.
- Brackley, H. M. & Stevenson, J. M. (2004). Are children's backpack weight limits enough? A critical review of the relevant literature. *Spine*, *29*(19), 2184–2190.
- Brackley, H. M., Stevenson, J. M. & Selinger, J. C. (2009). Effect of backpack load placement on posture and spinal curvature in prepubescent children. *Work*, *32*(3), 351–360.
- Brzęk, A., Dworak, T., Strauss, M., Sanchis-Gomar, F., Sabbah, I., Dworak, B., & Leischik, R. (2017). The weight of pupils' schoolbags in early school age and its influence on body posture. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *18*(1), 117.

- Bucci, M. P., Soufi, H., Villeneuve, P., Colleville, L., Bui-Quoc, E. & Lions, C. (2016). Importance of Proprioceptive Information for Postural Control in Children with Strabismus before and after Strabismus Surgery. *Frontiers in Systems Neuroscience*, *10*, 67.
- Bukowska, J. M., Jekielek, M., Kruczkowski, D., Ambroży, T., Rydzik, Ł., Spieszny, M., & Jaszczur-Nowicki, J. (2021). Podiatric and Stabilographic Examinations of the Effects of School Bag Carrying in Children Aged 11 to 15 Years. *Applied Sciences*, *11*(19), 9357.
- Bullock-Saxton, J., Murphy, D., Norris, C., Richardson, C., & Tunnell, P. (2000). The muscle designation debate: the experts respond. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, *4*(4), 225–241.
- Calloni, S. F., Huisman, T. A., Poretti, A. & Soares, B. P. (2017). Back pain and scoliosis in children: When to image, what to consider. *The Neuroradiology Journal*, *30*(5), 393-404.
- Calvo Lobo, C., Vilar-Fernández, J. M., Losa-Iglesias, M. E., López-López, D., Rodríguez-Sanz, D., Palomo-López, P., & Becerro-de Bengoa-Vallejo, R. (2019). Depression Symptoms Among Older Adults With and Without Subacute Low Back Pain. *Rehabilitation Nursing: the official journal of the Association of Rehabilitation Nurses*, *44*(1), 47–51.
- Calvo-Muñoz, I., Gómez-Conesa, A., & Sánchez-Meca, J. (2013). Prevalence of low back pain in children and adolescents: a meta-analysis. *BMC Pediatrics*, *13* (14), 1-12.
- Cardon, G., & Balague, F. (2004). Backpacks and spinal disorders in school children, *Europa Medicophysica*, *40*, 15-20.
- Castro-Piñero, J., González-Montesinos, J. L., Mora, J., Keating, X. D., Girela-Rejón, M. J., Sjöström, M. & Ruiz, J. R. (2009). Percentile values for muscular strength field tests in children aged 6 to 17 years: influence of weight status. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *23*(8), 2295–2310.
- Catenaccio, E., Mu, W., Kaplan, A., Fleysheer, R., Kim, N., Bachrach, T., Zughaft Sears, M., Jaspán, O., Caccese, J., Kim, M., Wagshul, M., Stewart, W. F., Lipton, R. B., & Lipton, M. L. (2017). Characterization of Neck Strength in Healthy Young Adults. *PM & R : The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, *9*(9), 884–891.
- Cavallo, C.M., Hlavaty, T.M. & Tamase, M.G.M., (2003). A pilot study for the development of a primary prevention program: what is the average weight of a fourth graders backpack? *Work*, *20*, 137–158.

- Cavanagh, P.R., & Rodgers, M. M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, 20(5), 547-551.
- Chasirinukor, W., Wilson D., Grimmer K., & Dansie B. (2001). Effects of backpacks on students: Measurement of cervical and shoulder posture, *Australian Journal of Physiotherapy*, 47(2), 110-116.
- Chen, Y. L., & Mu, Y. C. (2018). Effects of backpack load and position on body strains in male schoolchildren while walking. *PloS One*, 13(3), e0193648.
- Chen, Y. L., Nguyen, H. T., & Chen, Y. (2021). Influence of school bag loads and carrying methods on body strain among young male students. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 82, 1–9.
- Cheon, S., & Park, S. (2017). Changes in neck and upper trunk muscle activities according to the angle of movement of the neck in subjects with forward head posture. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(2), 191–193.
- Cheung Lau, H. M., Wing Chiu, T. T., & Lam, T. H. (2009). Clinical measurement of craniovertebral angle by electronic head posture instrument: a test of reliability and validity. *Manual Therapy*, 14(4), 363–368.
- Cholewicki, J., Simons, A. P. & Radebold, A. (2000). Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics*, 33(11), 1377–1385.
- Chow, D. H., Ou, Z. Y., Wang, X. G. & Lai, A. (2010). Short-term effects of backpack load placement on spine deformation and repositioning error in schoolchildren. *Ergonomics*, 53(1), 56-64.
- Chow, D., Leung, K., & Holmes, A. (2007). The effects of load carriage and bracing on the balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis, *European Spine Journal*, 16 (9), 1351-1358.
- Cieszkowski S., Lenik J., Lenik P., & Szybisty A. (2005). Motor development of children with posture aged 7–10 years. The Comparative analysis. In: GórniakK (ed.). “*Correction and compensation of disturbances in the physical development of children and youth*”. Biała Podlaska: Academy of Physical Education, Warsaw–Faculty of Physical Education; 2005 (inPolish).

- Cohen, D. A., Han, B., Williamson, S., Nagel, C., McKenzie, T. L., Evenson, K. R., & Harnik, P. (2020). Playground features and physical activity in U.S. neighborhood parks. *Preventive Medicine, 131*, 105945.
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences (2nd ed.)*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers.
- Connolly, B. H., Cook, B., Hunter, S., Laughter, M., Mills, A., Nordtvedt, N., & Bush, A. (2008). Effects of backpack carriage on gait parameters in children. *Pediatric Physical Therapy : the official publication of the Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association, 20*(4), 347–355.
- Cook, T. M., & Neumann, D. A. (1987). The effects of load placement on the EMG activity of the low back muscles during load carrying by men and women. *Ergonomics, 30*(10), 1413–1423.
- Cosma G., Ilinca I., Rusu L., Nanu C., & Burileanu A. (2015). Physical exercise and its role in a correct postural alignment. *Discobolul – Physical Education, Sport and Kinetotherapy Journal., 11*(39), 58–64.
- Cottalorda, J., Rahmani, A., Diop, M., Gautheron, V., Ebermeyer, E. & Belli, A. (2003). Influence of school bag carrying on gait kinetics, *Journal of Pediatric Orthopaedics, 12*(6), 357-364.
- Czaprowski, D., Stoliński, Ł., Tyrakowski, M., Kozinoga, M. & Kotwicki, T. (2018). Non-structural misalignments of body posture in the sagittal plane. *Scoliosis Spinal Disorders, 13*, 6.
- Da Rosa, B. N., Furalento T. S., Noll, M., Serdez, J. A. Schmit, E. F. D. & Candotti, C.T. (2017). 4 Year longitudinal study of the assessment of body posture, back pain, postural and life habits of schoolchildren. *Motorcidade, 13*(4), 3–12.
- Dejanović, A., Cambridge, E.D., & McGill, S. (2013). Does Spine Posture Affect Isometric Torso Muscle Endurance Profiles in Adolescent Children. *Advances in Physical Education, 03*, 111-115.
- Dejanovic, A., Harvey, E. P., & McGill, S. M. (2012). Changes in torso muscle endurance profiles in children aged 7 to 14 years: reference values. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 93*(12), 2295–2301.

- Demoulin, C., Boyer, M., Duchateau, J., Grosdent, S., Jidovtseff, B., Crielaard, J. M., & Vanderthommen, M. (2016). Is the Sørensen test valid to assess muscle fatigue of the trunk extensor muscles? *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 29(1), 31–40.
- Devroey, C., Jonkers, I., de Becker, A., Lenaerts, G., & Spaepen, A. (2007). Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. *Ergonomics*, 50(5), 728–742.
- Dianat, I., Javadivala, Z., & Allahverdipour, H. (2011). School Bag Weight and the Occurrence of Shoulder, Hand/Wrist and Low Back Symptoms among Iranian Elementary Schoolchildren. *Health Promotion Perspectives*, 1(1), 76–85.
- Diener, H. C., Dichgans, J., Bruzek, W., & Selinka, H. (1982). Stabilization of human posture during induced oscillations of the body. *Experimental Brain Research*, 45(1-2), 126–132.
- do Rosário J. L. (2014). Photographic analysis of human posture: a literature review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 18(1), 56–61.
- Dockrell, S., Blake, C., & Simms, C. (2015). Guidelines for schoolbag carriage: An appraisal of safe load limits for schoolbag weight and duration of carriage. *Work (Reading, Mass.)*, 53(3), 679–688.
- Dockrell, S., Simms, C., & Blake, C. (2013). Schoolbag weight limit: can it be defined?. *The Journal of School Health*, 83(5), 368–377.
- Donnelly, J. E., Hillman, C. H., Castelli, D., Etner, J. L., Lee, S., Tomporowski, P., Lambourne, K., & Szabo-Reed, A. N. (2016). Physical Activity, Fitness, Cognitive Function, and Academic Achievement in Children: A Systematic Review. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 48(6), 1197–1222.
- Dotan, R., Mitchell, C., Cohen, R., Klentrou, P., Gabriel, D. & Falk, B. (2012). Child-adult differences in muscle activation--a review. *Pediatric Exercise Science*, 24(1), 2–21.
- Dowling-Medley, J. J., Doodkorte, R. J., Melnyk, A. D., Cripton, P. A., & Oxland, T. R. (2020). Shear stiffness in the lower cervical spine: Effect of sequential posterior element injury. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*, 234(2), 141–147.

- Dreischarf, M., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., Rohlmann, A., & Schmidt, H. (2016). Estimation of loads on human lumbar spine: A review of in vivo and computational model studies. *Journal of Biomechanics*, *49*(6), 833–845.
- Ehrmann Feldman, D., Shrier, I., Rossignol, M., & Abenhaim, L. (2002). Risk factors for the development of neck and upper limb pain in adolescents. *Spine*, *27*(5), 523–528.
- Ekelund, U., Tarp, J., Steene-Johannessen, J., Hasen, B. H., Jefferis, B., Fagerland, M. W., Whincup, P., Diaz, K. M., Hooker, S. P., Chernofsky, A., Larson, M. G., Spartano, N., Vasani, R. S., Dohrn, I. M., Hagströmer, M., Edwardson, C., Yates, T., Shiroma, E., Anderssen, S. A., & Lee, I. M. (2019). Dose-response associations between accelerometry measured physical activity and sedentary time and all cause mortality: systematic review and harmonised meta-analysis. *BMJ (Clinical research ed.)*, *366*, 14570.
- Ellapen, T. J., Paul, Y., Hammill, H. V. & Swanepoel, M. (2021). Altered cervical posture kinematics imposed by heavy school backpack loading: A literature synopsis (2009-2019). *African Journal of Disability*, *10*, 687.
- El-Metwally, A., Salminen, J. J., Auvinen, A., Macfarlane, G. & Mikkelsen, M. (2007). Risk factors for development of non-specific musculoskeletal pain in preteens and early adolescents: a prospective 1-year follow-up study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *46*(8), 1–8.
- Eurofit (1993). *Eurofit Tests of Physical Fitness* (Second Edition). Strasbourg: Eurofit.
- Faigenbaum, A. D. & Westcott W. L. (2009). *Youth Strength Training: Programs for Health, Fitness, and Sport*. Champaign: Human Kinetics.
- Farley, T. A., Meriwether, R. A., Baker, E. T., Rice, J. C., & Webber, L. S. (2008). Where do the children play? The influence of playground equipment on physical activity of children in free play. *Journal of Physical Activity & Health*, *5*(2), 319–331.
- Feldman A. G. (2016). The Relationship Between Postural and Movement Stability. *Advances in Experimental Medicine and Biology*, *957*, 105–120.
- Fernandez-de-las-Peñas, C., Pérez-de-Heredia, M., Molero-Sánchez, A., & Miangolarra-Page, J. C. (2007). Performance of the craniocervical flexion test, forward head posture, and headache clinical parameters in patients with chronic tension-type headache: a pilot study. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, *37*(2), 33–39.

- Ferreira, E. A., Duarte, M., Maldonado, E. P., Bersanetti, A. A., & Marques, A. P. (2011). Quantitative assessment of postural alignment in young adults based on photographs of anterior, posterior, and lateral views. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 34(6), 371–380.
- Fiolkowski, P., Horodyski, M., Bishop, M., Williams, M., & Stylianou, L. (2006). Changes in gait kinematics and posture with the use of a front pack. *Ergonomics*, 49(9), 885–894.
- Fitzpatrick, R. C., Gorman, R. B., Burke, D., & Gandevia, S. C. (1992). Postural proprioceptive reflexes in standing human subjects: bandwidth of response and transmission characteristics. *The Journal of Physiology*, 458, 69–83.
- Forjuoh, S. N., Schuchmann, J. A. & Lane, B. L. (2004). Correlates of heavy backpack use by elementary school children. *Public Health*, 118, 532–535.
- Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., & Duarte, M. (2019). Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic Reviews*, 8(1), 153.
- Furlanetto, T. S., Sedrez, J. A., Candotti, C. T., & Loss, J. F. (2016). Photogrammetry as a tool for the postural evaluation of the spine: A systematic review. *World Journal of Orthopedics*, 7(2), 136–148.
- Gajević, A. (2009). *Fizička Razvijenost i Fizičke Sposobnosti Dece Osnovnoškolskog Uzrasta* (Istraživački izveštaj). Beograd: Republički zavod za sport.
- Genitrini, M., Dotti, F., Bianca, E., & Ferri, A. (2022). Impact of Backpacks on Ergonomics: Biomechanical and Physiological Effects: A Narrative Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(11), 6737.
- Gogola, A., Saulicz, E., Kuszewski, M., Matyja, M., & Myśliwiec, A. (2014). Development of low postural tone compensatory patterns - predicted dysfunction patterns in lower part of the body. *Developmental Period Medicine*, 18(3), 386–393.
- Goodgold, S., Mohr, K., Samant, A., Parke, T., Burns, T., & Gardner, L. (2002). Effects of backpack load and task demand on trunk forward lean: Pilot findings on two boys. *Work*, 18(3), 213–220.
- Goswami, S., Sarkar, L.N. & Mishra, V.B., (2017). The effects of backpack load and carrying duration on head forward inclination of 10-12-year-old children, *International Journal of Advanced Educational Research*, 2(5), 102–108.

- Granata, K. P. & Wilson, S. E. (2001). Trunk posture and spinal stability. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(8), 650–659.
- Grimmer, K. A., Williams, M. T., & Gill, T. K. (1999). The associations between adolescent head-on-neck posture, backpack weight, and anthropometric features. *Spine*, 24(21), 2262–2267.
- Grimmer, K., Dansie, B., Milanese, S., Pirunsan, U. & Trott, P. (2002). Adolescent standing postural response to backpack loads: A randomized controlled experimental study. *BioMedCentral Musculoskeletal Disorders*, 3(10), 1–10.
- Gulías-González, R., Sánchez-López, M., Olivas-Bravo, Á, Solera-Martínez, M., & Martínez-Vizcaíno, V. (2014). Physical Fitness in Spanish Schoolchildren Aged 6-12 Years: Reference Values of the Battery EUROFIT and Associated Cardiovascular Risk. *Journal of School Health*, 84(10), 625–635.
- Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2017). *Medical Physiology*. Philadelphia, PA: W.B. Saunders 13.ed.
- Hammill, H. V., Ellapen, T. J. & Swanepoel, M. (2017). The health impact of schoolbag carriage: A systematic review (2007–2016). *African Journal for Physical Activity and Health Sciences*, 23(2), 245–260.
- Hande, D. N., Shinde, N., Khatri, S.M., & Dangat, P. (2012). The Effect of Backpack on Cervical and Shoulder Posture in Male Students of Loni. *International Journal of Health Sciences & Research*, 2(3), 72–79.
- Hannaford, C. (2005). *Smart moves: Why learning is not all in your head*. Great Rivers Books.
- Hanten, W. P., Olson, S. L., Russell, J. L., Lucio, R. M., & Campbell, A. H. (2000). Total head excursion and resting head posture: normal and patient comparisons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(1), 62–66.
- Hassett, G., Hart, D. J., Manek, N. J., Doyle, D. V., & Spector, T. D. (2003). Risk factors for progression of lumbar spine disc degeneration: the Chingford Study. *Arthritis and Rheumatism*, 48(11), 3112–3117.
- Hatzitaki, V., Zisi, V., Kollias, I., & Kioumourtzoglou, E. (2002). Perceptual-motor contributions to static and dynamic balance control in children. *Journal of Motor Behavior*, 34(2), 161–170.

- Haug, E., Torsheim, T., Sallis, J. F., & Samdal, O. (2010). The characteristics of the outdoor school environment associated with physical activity. *Health Education Research*, 25(2), 248–256.
- Hell, A. K., Braunschweig, L., Grages, B., Brunner, R., & Romkes, J. (2021). Einfluss des Schulrucksackgewichtes bei Grundschulkindern: Gang, Muskelaktivität, Haltung und Stabilität [The influence of backpack weight in school children: gait, muscle activity, posture and stability]. *Der Orthopade*, 50(6), 446–454.
- Hides, J. A., Belavý, D. L., Cassar, L., Williams, M., Wilson, S. J., & Richardson, C. A. (2009). Altered response of the anterolateral abdominal muscles to simulated weight-bearing in subjects with low back pain. *European Spine Journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 18(3), 410–418.
- Hides, J. A., Lambrecht, G., Richardson, C. A., Stanton, W. R., Armbrecht, G., Pruetz, C., Damann, V., Felsenberg, D., & Belavý, D. L. (2011). The effects of rehabilitation on the muscles of the trunk following prolonged bed rest. *European Spine Journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 20(5), 808–818.
- Hill, M. W., Duncan, M. J., Oxford, S. W., Kay, A. D., & Price, M. J. (2018). Effects of external loads on postural sway during quiet stance in adults aged 20-80 years. *Applied Ergonomics*, 66, 64–69.
- Hofman-Bergholm, M. (2018). Changes in Thoughts and Actions as Requirements for a Sustainable Future: A Review of Recent Research on the Finnish Educational System and Sustainable Development. *Journal of Teacher Education for Sustainability*, 20(2), 19-30.
- Holewijn, M. (1990). Physiological strain due to load carrying. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 61(3-4), 237–245.
- Hong Y., & Brueggemann G. B. (2000). Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. *Gait and Posture* 11, 254-259.
- Hong, Y., & Cheung, C. (2003). Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. *Gait and Posture*, 17(1), 28-33.
- Horak, F. B., Henry, S. M., & Shumway-Cook, A. (1997). Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. *Physical Therapy*, 77(5), 517–533.

- Horak, F. B., Shupert, C. L., & Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiology of Aging*, *10*(6), 727–738
- Hue, O., Simoneau, M., Marcotte, J., Berrigan, F., Doré, J., Marceau, P., Marceau, S., Tremblay, A., & Teasdale, N. (2007). Body weight is a strong predictor of postural stability. *Gait & Posture*, *26*(1), 32–38.
- Humphrey, L. R., & Hemami, H. (2010). A computational human model for exploring the role of the feet in balance. *Journal of Biomechanics*, *43*(16), 3199–3206.
- Hundekari, J., Chilwant, K., Vedpathak, S. & Wadee, S., (2013). Does alteration in backpack load affects posture in school children? *IORS Journal of Dental and Medical Science* *7*(4), 71–75.
- Ilić, D. (1999). *Motorna kontrola i učenje brzih pokreta*. Beograd, Zadužbina Andrejević.
- Institut za javno zdravlje Srbije „Dr Milan Jovanović Batut“ (BATUT). (4. septembar 2022). Zdravstveno-statistički godišnjak Republike Srbije. Preuzeto 14.septembra 2022, sa <https://www.batut.org.rs/index.php?content=77>
- Ismaila, S.O., & Oriolowo, K.T. (2015). Determination of safe backpack mass for students in tertiary institutions, in: *Proceedings of the 2015 International Conference on Industrial Engineering and Operations Management* 2526-2529. Dubai: Piscataway.
- Iunes, D. H., Bevilaqua-Grossi, D., Oliveira, A.S., Castor, F. A. & Salgado, H. S. (2009). Análise comparativa entrea valiação postural visuale por fotogrametriac omputa dorizada. *Revista Brasileira de Fisioterapia* *13*(4), 308-315.
- Jacobson, B. H., Cook, D. A., Altena, T. S., Gemmell, H. A., & Hayes, B. M. (2003). Comparison of perceived comfort differences between standard and experimental load carriage systems. *Ergonomics*, *46*(10), 1035–1041.
- Janssen, I., & Leblanc, A. G. (2010). Systematic review of the health benefits of physical activity and fitness in school-aged children and youth. *The International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, *7*, 40.
- Jaumard, N. V., Welch, W. C., & Winkelstein, B. A. (2011). Spinal facet joint biomechanics and mechanotransduction in normal, injury and degenerative conditions. *Journal of Biomechanical Engineering*, *133*(7), 071010.
- Johnson, O. E., Mbada, C. E., Akosile, C. O., & Agbeja, O. A. (2009). Isometric endurance of the back extensors in school-aged adolescents with and without low back pain. *Journal of*

- Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 22(4), 205–211.
- Jones, G. T., & Macfarlane, G. J. (2005). Epidemiology of low back pain in children and adolescents. *Archives of Disease in Childhood*, 90(3), 312–316.
- Kader, D. F., Wardlaw, D., & Smith, F. W. (2000). Correlation between the MRI changes in the lumbar multifidus muscles and leg pain. *Clinical Radiology*, 55(2), 145–149.
- Kanásová J., Šimončičová, L., Czaková, N., Bendíková, E. & Krčmárová, B. (2016). Evolution changes in the body posture of boys aged 11 - 15 years. *Sport Science*, 9(1), 96–101.
- Kavcic, N., Grenier, S., & McGill, S. M. (2004). Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine*, 29(20), 2319–2329.
- Kędra, A., Kolwicz-Gańko, A., Sitarski, D., Kędra, P., & Czaprowski, D. (2019). Prevalence of back pain and the knowledge of preventive measures in a cohort of 11619 Polish school-age children and youth-an epidemiological study. *Medicine*, 98(22), 1–6.
- Kendall, F. P., McCreary, E. K., Provance, P. G., Rodgers, M. M., & Romani, W. A. (2005). *Muscles: testing and function with posture and pain*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 59-65.
- Khallaf, M.E., Fayed, E.E. & Ashammary, R.A., (2016). The effect of schoolbag weight of posture of school children, *Turkish Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 1(62), 16–21.
- Kirkaldy-Willis, W. H., & Farfan, H. F. (1982). Instability of the lumbar spine. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (165), 110–123.
- Kistner, F., Fiebert, I., Roach, & K., Moore, J. (2013). Postural compensations and subjective complaints due to backpack loads and wear time in schoolchildren. *Physical Therapy Association*, 25(1),15-24.
- Kjaer, P., Wedderkopp, N., Korsholm, L., & Leboeuf-Yde, C. (2011). Prevalence and tracking of back pain from childhood to adolescence. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12, 98.
- Knapik, J. J., Reynolds, K. L., & Harman, E. (2004). Soldier load carriage: historical, physiological, biomechanical, and medical aspects. *Military Medicine*, 169(1), 45–56.
- Knapik, J. J., Reynolds, K. L., Orr, R., & Pope, R. (2016). Load Carriage-Related Paresthesias: Part 1: Rucksack Palsy and Digitalgia Paresthetica. *Journal of Special Operations Medicine : a peer reviewed journal for SOF medical professionals*, 16(4), 74–79.

- Kojić, M., Protić Gava, B., Bajin, M., Vasiljević, M., Bašić, J., Stojaković, D., & Ilić, M. P. (2021). The Relationship between Foot Status and Motor Status in Preschool Children: A Simple, Comparative Observational Study. *Healthcare (Basel, Switzerland)*, 9(8), 936.
- Kolarova, M., Kutiš, P., Rusnak, R., Hrková, Z., Hudáková, Z., Lysá, L., Luliak, M., & Babel'a, R. (2019). Analysis of body segments and postural state in school children. *Neuro Endocrinology Letters*, 40(11), 17–23.
- Kopecky, M. (2004). Posture assessment in children of the school age group (7-15 years of age) in the Olomouc Region. *Acta Universitatis Olomucensis Gymnica* 34(2), 19-30.
- Kozinoga, M., Stoliński, Ł., Korbek, K., Politarczyk, K., Janusz, P., & Kotwicki, T. (2022). Regular School Sport versus Dedicated Physical Activities for Body Posture-A Prospective Controlled Study Assessing the Sagittal Plane in 7-10-Year-Old Children. *Journal of Clinical Medicine*, 11(5), 1255.
- Kram, R. (2001). Load lugging locomotion: lessons from indigenous people, rhino beetles and wallabies. *Soldier Mobility: Innovations in Load Carriage System Design and Evaluation*, 2, 1-7.
- Kuriyama, N., & Ito, H. (2005). Electromyographic functional analysis of the lumbar spinal muscles with low back pain. *Journal of Nippon Medical School = Nippon Ika Daigaku zasshi*, 72(3), 165–173.
- Kushchayev, S. V., Glushko, T., Jarraya, M., Schuleri, K. H., Preul, M. C., Brooks, M. L., & Teytelboym, O. M. (2018). ABCs of the degenerative spine. *Insights into Imaging*, 9(2), 253–274.
- Lafond, D., Descarreaux, M., Normand, M. C., & Harrison, D. E. (2007). Postural development in school children: a cross-sectional study. *Chiropractic & Osteopathy*, 15, 1.
- Lang, J. J., Belanger, K., Poitras, V., Janssen, I., Tomkinson, G. R., & Tremblay, M. S. (2018). Systematic review of the relationship between 20m shuttle run performance and health indicators among children and youth. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21(4), 383–397.
- Latalski, M., Bylina, J., Fatuga, M., Repko, M., Filipović, M., Jarosz, J.M., Borowicz, M., Matuszewski, L., & Trzpis, T. (2013). Risk factors of postural defects in children at school age. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine : AAEM* 20(3), 583-587.
- Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2016). *Posture. Biomechanics and Motor Control*, 305–333.

- Le Huec, J. C., Aunoble, S., Philippe, L., & Nicolas, P. (2011). Pelvic parameters: origin and significance. *European Spine Journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 20(Suppl 5), 564–571.
- Leman, D. T. A., Idris, F. H. & Murdana, N., (2013). Changes in craniovertebral angle and sagittal shoulder angle: Comparison between modified and conventional backpack users in 11–12 aged boys, *Indonesian Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 2, 106–113.
- Leonard, A., & Sabina, M. (2014). The body posture and its imbalances in children and adolescents. *Sci. Mov. Health*, 14(2), 354–359.
- Li, J. X., Hong, Y., & Robinson, P. D. (2003). The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking. *European Journal of Applied Physiology*, 90(1-2), 35–43.
- Li, J. Q., Kwong, W. H., Chan, Y. L., & Kawabata, M. (2022). Comparison of In Vivo Intradiscal Pressure between Sitting and Standing in Human Lumbar Spine: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Life (Basel, Switzerland)*, 12(3), 1-18.
- Li, J. X., & Hong, Y. (2004). Age difference in trunk kinematics during walking with different backpack weights in 6-to 12-year-old children. *Research in Sports Medicine* 12(2), 135-142.
- Liew, B., Morris, S., & Netto, K. (2016). The Effect of Backpack Carriage on the Biomechanics of Walking: A Systematic Review and Preliminary Meta-Analysis. *Journal of Applied Biomechanics*, 32(6), 614–629.
- Lin, J., Zhang, R., Shen, J. & Zhou, A. (2022). Effects of school-based neuromuscular training on fundamental movement skills and physical fitness in children: a systematic review. *PeerJ*, 10, e13726.
- Lizis, P., & Walaszek, R. (2014). Evaluation of relations between body posture parameters with somatic features and motor abilities of boys aged 14 years. *Annals of Agricultural and Environmental Medicine: AAEM*, 21(4), 810–814.
- Lopes, L., Póvoas, S., Mota, J., Okely, A. D., Coelho-E-Silva, M. J., Cliff, D. P., Lopes, V. P., & Santos, R. (2017). Flexibility is associated with motor competence in schoolchildren. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 27(12), 1806–1813.

- Lorås H. (2020). The Effects of Physical Education on Motor Competence in Children and Adolescents: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports (Basel, Switzerland)*, 8(6), 88.
- Luoma, K., Riihimäki, H., Luukkonen, R., Raininko, R., Viikari-Juntura, E., & Lamminen, A. (2000). Low back pain in relation to lumbar disc degeneration. *Spine*, 25(4), 487–492.
- Lyu, S., & LaBat, K.L. (2016). Effects of natural posture imbalance on posture deviation caused by load carriage. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 56, 115-123.
- Macedo Ribeiro, A. F., Bergmann, A., Lemos, T., Pacheco, A. G., Mello Russo, M., Santos de Oliveira, L. A., & de Carvalho Rodrigues, E. (2017). Reference Values for Human Posture Measurements Based on Computerized Photogrammetry: A Systematic Review. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 40(3), 156–168.
- Macedo, L. G., & Battié, M. C. (2019). The association between occupational loading and spine degeneration on imaging – a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1), 1–15.
- Mackie, H. W., & Legg, S. J. (2008). Postural and subjective responses to realistic schoolbag carriage. *Ergonomics*, 51(2), 217–231.
- Mackie, H. W., Legg, S. J., Beadle, J., & Hedderley, D. (2003). Comparison of four different backpacks intended for school use. *Applied Ergonomics*, 34(3), 257–264.
- Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V., Ball, D., & Sargeant, A. J. (2001). In vivo specific tension of human skeletal muscle. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 90(3), 865–872.
- Mahmoud, N. F., Hassan, K. A., Abdelmajeed, S. F., Moustafa, I. M., & Silva, A. G. (2019). The Relationship Between Forward Head Posture and Neck Pain: a Systematic Review and Meta-Analysis. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 12(4), 562–577.
- Maki, E. B. M. D. Binder, N. Hirokawa & U. Windhorst (2009). Postural Strategy *Encyclopedia of Neuroscience*. 3222–3227. Springer.
- Malik, M., Vinay, D. & Pandey, K., (2017). Assessment of change in cervical and shoulder posture due to carriage of different weight of backpack. *Journal of Applied and Natural Science*, 9(2), 1272–1281.

- Mallakzadeh, M., Javidi, M., Azimi, S., & Monshizadeh, H. (2016). Analyzing the potential benefits of using a backpack with non-flexible straps. *Work (Reading, Mass.)*, 54(1), 11–20.
- Mannion, A. F., O'Riordan, D., Dvorak, J., & Masharawi, Y. (2011). The relationship between psychological factors and performance on the Biering-Sørensen back muscle endurance test. *The Spine Journal : official journal of the North American Spine Society*, 11(9), 849–857.
- Margalit, A., McKean, G., Constantine, A., Thompson, C. B., Lee, R. J. & Sponseller, P. D. (2017). Body Mass Hides the Curve: Thoracic Scoliometer Readings Vary by Body Mass Index Value. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 37(4), 255–260.
- Martelli, R. C., & Traebert, J. (2006). Estudo descritivo das alterações posturais de coluna vertebral em escolares de 10 a 16 anos de idade: Tangará-SC, 2004. *Revista Brasileira de Epidemiologia*, 9(1), 87–93.
- McEvoy, M. P., & Grimmer, K. (2005). Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 6, 35.
- McGill, S. Low Back Disorders-3rd Edition with Web Resource (2015). *Evidence Based Prevention and Rehabilitation*. Human Kinetics, 3 edition, Champaign,USA.
- McGill, S. M., Childs, A., & Liebenson, C. (1999). Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 941-944.
- McKeon, P. O., Hertel, J., Bramble, D. & Davis, I. (2015). The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine*, 49(5), 290.
- Menkowitz, M., Stieber, J. R., Wenokor, C., Cohen, J. D., Donald, G. D., & Cresanti-Dakinis, C. (2005). Intradiscal pressure monitoring in the cervical spine. *Pain Physician*, 8(2), 163–166.
- Merati, G., Negrini, S., Carabalona, R., Margonato, V., & Veicsteinas, A. (2004). Trunk muscular strength in pre-pubertal children with and without back pain. *Pediatric Rehabilitation*, 7(2), 97–103.
- Miałkowska, J., Burdukiewicz A. & Pietraszewska J. (2005). Posture and somemorpho-functional traits in boys aged 13–15. In: GórnjakK (ed.). „*Correction and compensation*

- of disturbances in the physical development of children and youth“*. Białą Podlaska: Academy of Physical Education, Warsaw–Faculty of Physical Education; (in Polish).
- Miles, T. S. (2007). Postural control of the human mandible. *Archives of Oral Biology*, 52(4), 347–352.
- Miller, J. A., Schmatz, C., & Schultz, A. B. (1988). Lumbar disc degeneration: correlation with age, sex, and spine level in 600 autopsy specimens. *Spine*, 13(2), 173–178.
- Ministarstvo prosvete, nauke i tehnološkog razvoja*. Preuzeto 19. januara 2023, sa <http://www.prosveta.gov.rs>
- Mirskaia, N. B., Kolomenskaia, A. N., & Siniakina, A. D. (2015). Prevalence and medical and social importance of disorders and diseases of the musculoskeletal systems in children and adolescents (review of literature). *Gigiena i Sanitariia*, 94(1), 97–104.
- Misra, A., Nigm, M. & Alagesan, J., (2012). Effects of exercises in cervical deviation dueto backpack in school children. *International Journal of Current Research*, 4(8), 146–149.
- Mo, S. W., Xu, D. Q., Li, J. X. & Liu, M. (2013). Effect of backpack load on the head, cervicospine and shoulder postures in children during gait termination. *Ergonomics*, 56(12), 1908–1916.
- Modic, M. T. & Ross, J. S. (2007). Lumbar degenerative disk disease. *Radiology*, 245(1), 43–61.
- Montgomery, P.C. & Connolly, B.H. (2003). *Clinical applications for motor control*. Thorofare: Slack Incorporated.
- Monticone, M., Ambrosini, E., Cazzaniga, D., Rocca, B., Motta, L., Cerri, C., Brayda-Bruno, M., & Lovi, A. (2016). Adults with idiopathic scoliosis improve disability after motor and cognitive rehabilitation: results of a randomised controlled trial. *European Spine Journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 25(10), 3120–3129.
- Moore, M. J., White, G. L. & Moore, D. L. (2007). Association of relative backpack weight with reported pain, pain sites, medical utilization, and lost school time in children and adolescents. *The Journal of School Health*, 77(5), 232–239.

- Morningstar M. (2002). Cervical curve restoration and forward head posture reduction for the treatment of mechanical thoracic pain using the pettibon corrective and rehabilitative procedures. *Journal of Chiropractic Medicine*, 1(3), 113–115.
- Mosaad, D. M. & Abdel-aziem, A. A. (2018). Postural balance and neck angle changes in school children whilst carrying a traditional backpack versus a double-sided bag. *Biomedical Human Kinetics*, 10(1), 59–66.
- Motmans, R. R. E. E., Tomlow, S., & Vissers, D. (2006). Trunk muscle activity in different modes of carrying schoolbags. *Ergonomics*, 49(2), 127–138.
- Murphy, S., Buckle, P. & Stubbs, D. (2004). Classroom posture and self-reported back and neck pain in schoolchildren. *Applied Ergonomics*, 35(2), 113–120.
- Murray, T. D., Eldridge, J., Silvius, P., Silvius, E., & Squires, W. G. (2012). FITNESSGRAM® Friday: A Middle School Physical Activity and Fitness Intervention. *International Journal of Exercise Science*, 5(1), 4–15.
- 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 Research Notes*, 7, 222.
- Nashner, L. M. (1976). Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*, 26(1), 59–72.
- Natale, V., & Rajagopalan, A. (2014). Worldwide variation in human growth and the World Health Organization growth standards: a systematic review. *BMJ Open*, 4(1), e003735.
- Negrini, S., & Carabalona, R. (2002). Backpack on ! Schoolchildren’s perceptions of load, association with back pain and factors determining the load. *Spine*, 27(2), 187-195.
- Negrini, S., Politano, E., Carabalona, R., Tartarotti, L., & Marchetti, M. (2004). The backpack load in schoolchildren: clinical and social importance, and efficacy of a community-based educational intervention, *European Medicophysica*, 40, 185-190.
- Neiva, P. D., Kirkwood, R. N., & Godinho, R. (2009). Orientation and position of head posture, scapula and thoracic spine in mouth-breathing children. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 73(2), 227–236.
- Neiva, P. D., Kirkwood, R. N., Mendes, P. L., Zabjek, K., Becker, H. G., & Mathur, S. (2018). Postural disorders in mouth breathing children: a systematic review. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 22(1), 7–19.

- Neumann, D. (2016). *Kinesiology of the Musculoskeletal System: Foundations for Physical Rehabilitation*. (Third Edition). Elsevier.
- Newell, R. S., Blouin, J. S., Street, J., Cripton, P. A., & Siegmund, G. P. (2013). Neck posture and muscle activity are different when upside down: a human volunteer study. *Journal of Biomechanics*, 46(16), 2837–2843.
- Nicolet, T., Mannion, A. F., Heini, P., Cedraschi, C., & Balague, F. (2014). No kidding: Low back pain and type of container influence adolescents' perception of load heaviness. *European Spine Journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 23(4), 794–799.
- Nielsen, G., Bugge, A., Hermansen, B., Svensson, J., & Andersen, L. B. (2012). School playground facilities as a determinant of children's daily activity: a cross-sectional study of Danish primary school children. *Journal of Physical Activity & Health*, 9(1), 104–114.
- Nylund, T., Mattila, V. M., Salmi, T., Pihlajamäki, H. K., & Mäkelä, J. P. (2011). Recovery of brachial plexus lesions resulting from heavy backpack use: a follow-up case series. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 12, 1–6.
- O' Sullivan, P. B., Smith, A. J., Beales, D. J., & Straker, L. M. (2011). Association of biopsychosocial factors with degree of slump in sitting posture and self-report of back pain in adolescents: a cross sectional-study. *Physical Therapy*, 91(4), 470-483.
- O'Donoghue, G. M., Fox, N., Heneghan, C., & Hurley, D. A. (2009). Objective and subjective assessment of sleep in chronic low back pain patients compared with healthy age and gender matched controls: a pilot study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10(1), 1–9.
- Oishi, S. N., Agranovich, O., Pajardi, G. E., Novelli, C., Baidurashvili, A. G., Trofimova, S. I., Abdel-Ghani, H., Kochenova, E., Prosperpio, G., Jester, A., Yilmaz, G., Şenaran, H., Kose, O., & Butler, L. (2017). Treatment of the Upper Extremity Contracture/Deformities. *Journal of Pediatric Orthopedics*, 37 Suppl 1, 9–15.
- Orloff, H. A., & Rapp, C. M. (2004). The effects of load carriage on spinal curvature and posture. *Spine*, 29(12), 1325–1329.
- Orr, R., Pope, R., Lopes, T., Leyk, D., Blacker, S., Bustillo-Aguirre, B. S., & Knapik, J. J. (2021). Soldier Load Carriage, Injuries, Rehabilitation and Physical Conditioning: An

- International Approach. *International journal of environmental research and public health*, 18(8), 4010.
- Ortega, F. B., Ruiz, J. R., Castillo, M. J., & Sjörström, M. (2008). Physical fitness in childhood and adolescence: a powerful marker of health. *International Journal of Obesity*, 32(1), 1–11.
- Oxland, T. R. (2016). Fundamental biomechanics of the spine-What we have learned in the past 25 years and future directions. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 817–832.
- Pahwa, P., (2013). Evaluation of standardized backpack weight and its effect on shoulder & neck posture. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 7(1), 176–184.
- Pascoe, D. D., Pascoe, D. E., Wang, Y. T., Shim, D. M. & Kim, C. K. (1997). Influence of carrying book bags on gait cycle and posture youths, *Ergonomics*, 40, 631-641.
- Pathak, S., & Conermann, T. (2022). *Lumbosacral Discogenic Syndrome*. In Stat Pearls. Stat Pearls Publishing.
- Pau, M., Corona, F., Leban, B., & Pau, M. (2011). Effects of backpack carriage on foot-ground relationship in children during upright stance. *Gait & Posture*, 33(2), 195–199.
- Pau, M., Mandaresu, S., Leban, B., & Nussbaum, M. A. (2015). Short-term effects of backpack carriage on plantar pressure and gait in schoolchildren. *Journal of Electromyography and Kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 25(2), 406–412.
- Perrone, M., Orr, R., Hing, W., Milne, N., & Pope, R. (2018). The Impact of Backpack Loads on School Children: A Critical Narrative Review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 15(11), 2529.
- Perry, M. C., Straker, L. M., O'Sullivan, P. B., Smith, A. J., & Hands, B. (2008). Fitness, motor competence and body composition as correlates of adolescent neck/shoulder pain: an exploratory cross-sectional study. *BMC Public Health*, 8, 290.
- Peterka, R. J., & Loughlin, P. J. (2004). Dynamic regulation of sensorimotor integration in human postural control. *Journal of Neurophysiology*, 91(1), 410–423.
- Peterka, R. J., Statler, K. D., Wrisley, D. M., & Horak, F. B. (2011). Postural compensation for unilateral vestibular loss. *Frontiers in Neurology*, 2, 57.
- Prentice, W. E. (2015). *Rehabilitation techniques for sports medicine and athletic training*, McGraw-Hill, New York, NY, 6 ed.

- Prins, Y., Crous, L., & Louw, Q. A. (2008). A systematic review of posture and psychosocial factors as contributors to upper quadrant musculoskeletal pain in children and adolescents. *Physiotherapy Theory and Practice*, 24(4), 221–242.
- Pritchett, J. W., & Bortel, D. T. (1993). Degenerative symptomatic lumbar scoliosis. *Spine*, 18(6), 700–703.
- Putzier, M., Groß, C., Zahn, R.K., Pumberger, M., & Strube, P. (2016). Besonderheiten neuromuskulärer Skoliosen. *Der Orthopäde*, 45(6), 500–508.
- Raine, S., & Twomey, L. (1994). Posture of the head, shoulder and thoracic spine in comfortable erect standing. *Australian Journal of Physiotherapy*, 40, 25–32.
- Raj Arjun, S. I., Chandrashekar C. V. & Parth G. (2019). Fracture strength estimation of L3-L4 intervertebral disc using FEA. *Vibroengineering PROCEDIA*, 27, 67-72.
- Ramprasad, M., Alias, J., & Raghuvver, A. K. (2010). Effect of backpack weight on postural angles in preadolescent children. *Indian Pediatrics*, 47(7), 575–580.
- Ravindra, V. M., Senglaub, S. S., Rattani, A., Dewan, M. C., Härtl, R., Bisson, E., Park, K. B., & Shrimel, M. G. (2018). Degenerative Lumbar Spine Disease: Estimating Global Incidence and Worldwide Volume. *Global Spine Journal*, 8(8), 784–794.
- Reeve A., & Dilley A. (2009). Effects of posture on the thickness of transversus abdominis in pain-free subjects. *Manual Therapy*, 14(6), 679–684.
- Reid, S. A., Stevenson, J. M., & Whiteside, R. A. (2004). Biomechanical assessment of lateral stiffness elements in the suspension system of a backpack. *Ergonomics*, 47(12), 1272–1281.
- Riccio, G. E., (1993). *Information in movement variability about qualitative dynamics of posture and orientation*. In: Newell, K. M., Corcos, D. M. (Eds.), *Variability and Motor Control*. Human Kinetics, Champaign, IL.
- Richardson, C. A., Hodges, P. W., & Hides, J. (2004). *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain*. 2nd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone.
- Riley, M. A., Wong, S., Mitra, S., & Turvey, M. T. (1997). Common effects of touch and vision on postural parameters. *Experimental Brain Research*, 117(1), 165–170.

- Rodrigues, S., Montebelo, M. I. L., & Teodori, R. M. (2008). Plantar force distribution and pressure center oscillation in relation to the weight and positioning of school supplies and books in student's backpack. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 12(1), 43-48.
- Rodrigues, S., Montebelo, M.I.L., & Teodori, R.M. (2008). Plantar force distribution and pressure centre oscillation in relation to the weight and positioning of school supplies and books in student's backpack. *Revista Brasil Fisioter*, 12(1), 43–48.
- Rohlmann, A., Neller, S., Claes, L., Bergmann, G., & Wilke, H.J. (2001). Influence of a Follower Load on Intradiscal Pressure and Intersegmental Rotation of the Lumbar Spine. *Spine*, 26(24), 557–561.
- Romanov, R., Stupar, D., Međedović, B., & Brkin, D. (2014). Posturalni status dece predškolskog uzrasta na teritoriji Novog Sada. *TIMS Acta*, 8, 129–135.
- Rosenbaum, D. (2016). Assessing pediatric foot deformities by pedobarography. In: Muller B et al. *Handbook of Human Motion*, 1-15. Springer, Cham.
- Rusnák R., Kolarová M. & Hřčková Z., (2017). *Zdravotné cviky pre deti školského veku – metodická príručka [(Health Exercises for School Children – Methodological Handbook (In Slovak)]* Bratislava: Občianske združenie za zdravší život.
- Safiri, S., Kolahi, A. A., Hoy, D., Buchbinder, R., Mansournia, M. A., Bettampadi, D., Ashrafi-Asgarabad, A., Almasi-Hashiani, A., Smith, E., Sepidarkish, M., Cross, M., Qorbani, M., Moradi-Lakeh, M., Woolf, A. D., March, L., Collins, G., & Ferreira, M. L. (2020). Global, regional, and national burden of neck pain in the general population, 1990-2017: systematic analysis of the Global Burden of Disease Study 2017. *BMJ (Clinical research ed.)*, 368, m791.
- Salminen, J. J., Erkintalo, M. O., Pentti, J., Oksanen, A., & Kormanen, M. J. (1999). Recurrent low back pain and early disc degeneration in the young. *Spine*, 24(13), 1316–1321.
- Schlösser, T. P., Vincken, K. L., Rogers, K., Castelein, R. M., & Shah, S. A. (2015). Natural sagittal spino-pelvic alignment in boys and girls before, at and after the adolescent growth spurt. *European Spine Journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 24(6), 1158-1167.

- Sharpe, S. R., Holt, K. G., Saltzman, E., & Wagenaar, R. C. (2008). Effects of a hip belt on transverse plane trunk coordination and stability during load carriage. *Journal of Biomechanics*, *41*(5), 968–976.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott M. H. (2001). *Motor Control: Theory and Practical Applications*, 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (1985). The growth of stability: postural control from a development perspective. *Journal of Motor Behavior*, *17*(2), 131–147.
- Shymon, S. J., Yaszay, B., Dwek, J. R., Proudfoot, J. A., Donohue, M., & Hargens, A. R. (2014). Altered disc compression in children with idiopathic low back pain: An upright magnetic resonance imaging backpack study. *Spine*, *39*, 243–248.
- Silva, A. G., Punt, T. D., Sharples, P., Vilas-Boas, J. P., & Johnson, M. I. (2009). Head posture and neck pain of chronic nontraumatic origin: a comparison between patients and pain-free persons. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *90*(4), 669–674.
- Singh, T., & Koh, M. (2009). Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. *Gait & Posture*, *29*(1), 49–53.
- Skaggs, D. L., Early, S. D., D'Ambra, P., Tolo, V. T., & Kay, R. M. (2006). Back pain and backpacks in school children. *Journal of Pediatric Orthopedics*, *26*(3), 358–363.
- Smith, A., O'Sullivan, P., & Straker, L. (2008). Classification of sagittal thoraco-lumbo-pelvic alignment of the adolescent spine in standing and its relationship to low back pain. *Spine*, *33*(19), 2101–2107.
- Smith, J. J., Eather, N., Weaver, R. G., Riley, N., Beets, M. W., & Lubans, D. R. (2019). Behavioral Correlates of Muscular Fitness in Children and Adolescents: A Systematic Review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, *49*(6), 887–904.
- Soamens, R. & Palastanga, N. (2018). *Anatomy and human movement: structure and function*, 7th Ed. Edinburgh: Elsevier.
- Spiteri, K., Busuttil, M. L., Aquilina, S., Gauci, D., Camilleri, E., & Grech, V. (2017). Schoolbags and back pain in children between 8 and 13 years: a national study. *British Journal of Pain*, *11*(2), 81–86.
- Steele, E., Bialocerowski, A., & Grimmer, K. (2003). The postural effects of load carriage on young people--a systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *4*, 12.
- Steffen, J. S., Obeid, I., Aurouer, N., Hauger, O., Vital, J. M., Dubousset, J., & Skalli, W. (2010).

- 3D postural balance with regard to gravity line: an evaluation in the transversal plane on 93 patients and 23 asymptomatic volunteers. *European Spine Journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 19(5), 760–767.
- Stroli, R. & Hagen, T. L. (2010). Affordances in outdoor environments and children's physically active play in pre-school. *European Early Childhood Education Research Journal*, 18(4), 445-456.
- Sun, D., Liu, P., Cheng, J., Ma, Z., Liu, J., & Qin, T. (2017). Correlation between intervertebral disc degeneration, paraspinal muscle atrophy, and lumbar facet joints degeneration in patients with lumbar disc herniation. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(1), 167.
- Švirtlih, L., Antunović V. & Samardžić, M. (1996). *Lumbalna diskushernija radikularna kompresija*. Beograd, Zavod za udzbenike i nastavna sredstva.
- Szita, J., Boja, S., Szilagyi, A., Somhegyi, A., Varga, P. P., & Lazary, A. (2018). Risk factors of non-specific spinal pain in childhood. *European Spine Journal : official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 27(5), 1119–1126.
- Takahashi, I., Kikuchi, S., Sato, K., & Sato, N. (2006). Mechanical Load of the Lumbar Spine During Forward Bending Motion of the Trunk—A Biomechanical Study. *Spine*, 31(1), 18–23.
- Talbott, N. R., Bhattacharya, A., Davis, K. G., Shukla, R. & Levin, L. (2009). School backpacks: it's more than just a weight problem. *Work*, 34(4), 481-494.
- Tanaka, C., Tanaka, M., & Tanaka, S. (2018). Objectively evaluated physical activity and sedentary time in primary school children by gender, grade and types of physical education lessons. *BMC Public Health*, 18(1), 948.
- TEXT NECK®: A Global Epidemic. The Text Neck Institute. Preuzeto 07.06.2023. sa <http://text-neck.com/>
- Tomkinson, G. R., Carver, K. D., Atkinson, F., Daniell, N. D., Lewis, L. K., Fitzgerald, J. S., Lang J.L.& Ortega, F. B. (2017). European normative values for physical fitness in children and adolescents aged 9–17 years: results from 2 779 165 Eurofit performances representing 30 countries. *British Journal of Sports Medicine*, bjsports, 098253.
- Torres-Costoso, A., López-Muñoz, P., Martínez-Vizcaíno, V., Álvarez-Bueno, C., & Cavero-

- Redondo, I. (2020). Association Between Muscular Strength and Bone Health from Children to Young Adults: A Systematic Review and Meta-analysis. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 50(6), 1163–1190.
- Upasani, V. V., Hedequist, D. J., Hresko, M. T., Karlin, L. I., Emans, J. B., & Glotzbecker, M. P. (2015). Spinal deformity progression after posterior segmental instrumentation and fusion for idiopathic scoliosis. *Journal of Children's Orthopaedics*, 9(1), 29-37.
- Vaghela, N. P., Parekh, S. K., Padsala, D. & Patel, D., (2019). Effect of backpack loading on cervical and sagittal shoulder posture in standing and after dynamic activity in school going children, *Journal of Family Medicine and Primary Care* 8, 1076–1081.
- van Asten, W. N., Gielen, C. C., & Denier van der Gon, J. J. (1988). Postural adjustments induced by simulated motion of differently structured environments. *Experimental Brain Research*, 73(2), 371–383.
- Veličković, T. D., & Perat, M. V. (2005). Basic principles of the neurodevelopmental treatment. *Medicina-buenos Aires*, 42(41), 112–120.
- Videman, T., & Battié, M. C. (1999). The influence of occupation on lumbar degeneration. *Spine*, 24(11), 1164–1168.
- Videman, T., Levälähti, E., & Battié, M. C. (2007). The effects of anthropometrics, lifting strength, and physical activities in disc degeneration. *Spine*, 32(13), 1406–1413.
- 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*, 15(8), 728–740.
- Viry, P., Creveuil, C., & Marcelli, C. (1999). Nonspecific back pain in children. A search for associated factors in 14-year-old schoolchildren. *Revue du Rhumatisme (English ed.)*, 66(7-9), 381–388.
- Vitiello, A., & Pollard, H. (2002). Backpack design: the use of ratings of perceived exertion (Borg scale) – a review, *Chiropractic Journal of Australia*, 32(3), 91-98.
- Wagner, H., Anders, Ch., Puta, Ch., Petrovitch, A., Mörl, F., Schilling, N., Witte, H., & Blickhan, R. (2005). Musculoskeletal support of lumbar spine stability. *Pathophysiology: the Official Journal of the International Society for Pathophysiology*, 12(4), 257–265.
- Watson, A. W. S, (1998). Procedure for the producing of high-quality photography suitable for

- the recording and evaluation of the posture. *Revista Fisioterapia* 5, 20-26.
- Westcott, S. L., Lowes, L. P., & Richardson, P. K. (1997). Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools. *Physical Therapy*, 77(6), 629–645.
- Whittfield, J. K., Legg, S. J., & Hedderley, D. I. (2001). The weight and use of schoolbags in New Zealand secondary schools. *Ergonomics*, 44(9), 819–824.
- Wilczyński J., Lipińska-Stańczak M., & Wilczyński I. (2020). Body Posture Defects and Body Composition in School-Age Children. *Children*, 7(11), 204.
- Wilke, H. J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., & Claes, L. E. (1999). New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*, 24(8), 755–762.
- Wu, A., March, L., Zheng, X., Huang, J., Wang, X., Zhao, J., Blyth, F. M., Smith, E., Buchbinder, R., & Hoy, D. (2020). Global low back pain prevalence and years lived with disability from 1990 to 2017: estimates from the Global Burden of Disease Study 2017. *Annals of Translational Medicine*, 8(6), 299.
- Yip, C. H., Chiu, T. T., & Poon, A. T. (2008). The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. *Manual Therapy*, 13(2), 148–154.
- Yoganandan, N., Knowles, S. A., Maiman, D. J., & Pintar, F. A. (2003). Anatomic study of the morphology of human cervical facet joint. *Spine*, 28(20), 2317–2323.
- Yoganandan, N., Kumaresan, S., & Pintar, F. A. (2001). Biomechanics of the cervical spine Part 2. Cervical spine soft tissue responses and biomechanical modeling. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(1), 1–27.
- Zahaf, S., & Mansouri, B. (2016). The Effect of the Posterior Loading on the Spine of a School Child. *Advances in Cancer Prevention*, 1(3), 1-19.
- Zhang, S., & Li, L. (2013). The differential effects of foot sole sensory on plantar pressure distribution between balance and gait. *Gait & Posture*, 37(4), 532–535.
- Zhang, S., Hu, B., Liu, W., Wang, P., Lv, X., Chen, S., & Shao, Z. (2021). The role of structure and function changes of sensory nervous system in intervertebral disc-related low back pain. *Osteoarthritis and Cartilage*, 29(1), 17–27.
- Zhou, N., Yan, J., Chen, W., Hu, C., & Zhang, X. (2016). Effects of Daily Used Bags on Biomechanics Characteristics of Elementary Students. *Leather and Footwear Journal*, 16, 265–274.

IZJAVA KANDIDATA O AUTORSTVU DOKTORSKE DISERTACIJE

Potpisani/a _____, iz
_____ (adresa)

IZJAVLJUJEM

da je doktorska disertacija pod naslovom

- rezultat mog sopstvenog istraživačkog rada,
- da predložena disertacija u celini ili u delovima nije bila predložena za dobijanje bilo koje diplome prema studijskim programima drugih visokoškolskih ustanova u zemlji i inostranstvu,
- da su rezultati istraživanja ispravno i akademski korektno navedeni, i
- da nisam tokom istraživanja i pisanja disertacije kršio/kršila tuđa autorska prava i koristio/koristila intelektualnu svojinu drugih lica kao svoju bez odobrenja.

U Sremskoj Kamenici,

datum

potpis kandidata

**IZJAVA KANDIDATA O ISTOVETNOSTI
ŠTAMPANE I ELEKTRONSKE VERZIJE DOKTORSKE DISERTACIJE**

Potpisani/a _____, iz
_____ (adresa)

IZJAVLJUEM

da je štampana verzija moje doktorske disertacije pod naslovom

identična elektronskoj verziji koju sam predao/predala Univerzitetu Edukons.

Dozvoljavam da se objave moji lični podaci vezani za dobijanje akademskog zvanja doktora nauka/doktora umetnosti, kao što su ime i prezime, godina i mesto rođenja, i datum odbrane rada. Ovi podaci se mogu objaviti u publikacijama Univerziteta Edukons ili na elektronskim portalima.

U Sremskoj Kamenici,

datum

potpis kandidata

IZJAVA KANDIDATA O KORIŠĆENJU DOKTORSKE DISERTACIJE

Potpisani/a _____ (ime i prezime) ovlašćujem Biblioteku Univerziteta Edukons da u Repozitorijum Univerziteta Edukons unese moju disertaciju pod naslovom

koja je moje autorsko delo.

Disertaciju sam sa svim priložima predao/predala u elektronskoj formi pogodnoj za trajno arhiviranje. Moju doktorsku disertaciju pohranjenu u Repozitorijumu Univerziteta Edukons mogu da koriste svi koji poštuju odredbe sadržane u odabranom tipu licence Kreativne zajednice (Creative Commons, <http://creativecommons.org/>), za koju sam se odlučio/odlučila (zaokružiti samo jednu opciju).

1. Autorstvo
2. Autorstvo – nekomercijalno
3. Autorstvo – nekomercijalno – bez prerade
4. Autorstvo – nekomercijalno – deliti pod istim uslovima
5. Autorstvo – bez prerade
6. Autorstvo – deliti pod istim uslovima

U Sremskoj Kamenici,

datum

potpis kandidata

Tipovi licence:

1. **Autorstvo** – Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i njegove prerade, ako se na ispravan/određen način navede ime autora ili davaoca licence, čak i u komercijalne svrha. Ovo je licenca koja daje najviši stepen slobode u korišćenju dela.
2. **Autorstvo – nekomercijalno**. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i njegove prerade, ako se na ispravan/određen način navede ime autora ili davaoca licence, ali izvan komercijalne upotrebe dela-disertacije.
3. **Autorstvo - nekomercijalno – bez prerade**. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, ali bez njegove prerade, promena, preoblikovanja ili upotrebe dela u svom delu, ako se na ispravan/određen način navede ime autora ili davaoca licence, ali izvan komercijalne upotrebe dela-disertacije. Ovaj tip licence najviše ograničava prava korišćenja dela-disertacije.
4. **Autorstvo – nekomercijalno – deliti pod istim uslovima**. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i njegove prerade, ako se na ispravan/određen način navede ime autora ili davaoca licence, i ako se prerada distribuira pod istom ili sličnom licencom, ali bez komercijalne upotrebe.
5. **Autorstvo – bez prerade**. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, ali bez njegove prerade, promena, preoblikovanja ili upotrebe dela u svom delu, ako se na ispravan/određen način navede ime autora ili davaoca licence, uz mogućnost komercijalne upotrebe dela-disertacije.
6. **Autorstvo – deliti pod istim uslovima**. Dozvoljavate umnožavanje, distribuciju i javno saopštavanje dela, i njegove prerade, ako se na ispravan/određen način navede ime autora ili davaoca licence, i ako se prerada distribuira pod istom ili sličnom licencom. Ovaj tip licence dozvoljava komercijalnu upotrebu dela-disertacije i prerada iste. Slična je softverskim licencama, tj. licencama otvorenog tipa.