



УНИВЕРЗИТЕТ У НОВОМ САДУ

МЕДИЦИНСКИ ФАКУЛТЕТ



**Испитивање односа кинетичких и
кинезиолошких параметара трупа и
постуралних деформитета деце
активних спортиста од 9 до 14
година**

ДОКТОРСКА ДИСЕРТАЦИЈА

Ментори:
Проф. др Милан Станковић
Проф. др Александра Миков

Кандидат:
Прим. др Зоран Шарчевић

Нови Сад, 2022. године

Захваљујем се својим менторима проф. др Милану Станковићу и проф. др Александри Миков на подршци и помоћи у изради овог рада.

Посебну захвалност дугујем проф. др Растислави Красник, председнику Комисије за оцену рада, на примедбама и стручним саветима које су допринели побољшању овог рада. Хвала и проф. Сергеју Остојићу на подршци.

Захваљујем се и проф. др Андреји Тепавчевић и проф. др Зорани Лужанин на помоћи и саветима око обраде података добијених сензорима и у статистичкој обради података.

Овај рад посвећујем својој мајци, Милени Шарчевић.

КЉУЧНА ДОКУМЕНТАЦИЈСКА ИНФОРМАЦИЈА¹

Врста рада:	Докторска дисертација
Име и презиме аутора:	Зоран Шарчевић
Ментор (титула, име, презиме, звање, институција)	Проф. др сци.мед Милан Станковић, редовни професор Медицинског факултета Универзитета у Новом Саду, специјалиста ортопедије са трауматологијом, Клиника за ортопедску хирургију и трауматологију Клиничког центра Војводине Проф. др сци.мед. Александра Миков, редовни професор Медицинског факултета Универзитета у Новом Саду, специјалиста физикалне медицине и рехабилитације; Институт за здравствену заштиту деце и омладине Војводине, Нови Сад, Клиника за дечју хабилитацију и рехабилитацију
Наслов рада:	Испитивање односа кинетичких и кинезиолошких параметара трупа и постуралних деформитета деце активних спортиста од 9 до 14 година.
Језик публикације (писмо):	Српски (_____ ћирилица _____)
Физички опис рада:	Унети број: Страница _171_____ Поглавља _8_____ Референци _152_____ Табела _40_____ Слика _28_____ Графикона _33_____ Прилога _1_____
Научна област:	Медицинске науке
Ужа научна област (научна дисциплина):	Ортопедија, Физикална медицина и рехабилитација
Кључне речи / предметна одредница:	Деца, Лордоза, Кифоза, Бол у доњем делу леђа, Дискинезије, Спортисти, Фактори ризика, Индекс телесне масе
Резиме на језику рада:	Предмет овог истраживања било је испитивање односа кинетичких и кинезиолошких параметара трупа и постуралних деформитета у сагиталној равни, као и утврђивање фактора који су повезани са тим постуралним деформитетима и болом у леђима код деце од 9 до 14 година која се баве такмичарским спортом. У овој студији учествовало је 124 деце узраста 9-14 година оба пола који су долазили на редовне превентивне прегледе код специјалисте спортске медицине у Дому здравља „Нови Сад“ и који су тренирали различите такмичарске спортове. У раду су се користили инерцијални сензори, дигитални динамометар као и дигитални инклинометар.

	<p>Резултати ове студије се показали да су бол у лумбалном делу кичменог стуба приликом екстензије, као и инклинацијске кривине кичменог стуба од антропометријских карактеристика највише у корелацији са индексом телесне масе. Сви посматрани инклинацијски углови сегмената кичменог стуба статистички се значајно разликују у групи са болом у лумбалном делу леђа при екстензији у односу на контролну групу. Постоји повезаност између бола у леђима приликом екстензије и положаја инерцијалних сензора у екстензији, и то сензора С1 на позицији другог сакралног пршљена и сензора С2 на позицији трећег лумбалног пршљена. Утврђено је да у већини случајева када је присутан бол у леђима не долази до физиолошке екстензије лумбалног сегмента кичменог стуба, већ долази до дискинезије односно флексије при чему сакрални сегмент кичменог стуба иде у нутацију, односно савија се према напред. Даљи резултати су да постоји статистички значајна разлика у мерама изометријске снаге мишићних група екстензора и абдуктора кука, мишића опружача леђа, доњег трапезастог мишића и трбушних мишића у групи са болом у слабинској кичми у односу на контролну групу. Углови лумбалне лордозе и торакалне кифозе били у највећој корелацији са снагом екстензора кука и мишићне групе опружача леђа.</p>
Датум прихватања теме од стране надлежног већа:	27.01.2021.
Датум одбране: (Попуњава одговарајућа служба)	
Чланови комисије: (титула, име, презиме, звање, институција)	Председник: Члан: Члан: Члан:
Напомена:	

UNIVERSITY OF NOVI SAD
FACULTY OF MEDICINE NOVI SAD

KEY WORD DOCUMENTATION²

Document type:	Doctoral dissertation
Author:	Zoran Šarčević
Supervisor (title, first name, last name, position, institution)	Prof. dr sci.med Milan Stanković, full professor at the Faculty of Medicine, University of Novi Sad, specialist in orthopedic with traumatology, Clinic for Orthopedic Surgery and Traumatology of the Clinical Center of Vojvodina Prof. dr sci.med. Aleksandra Mikov, full professor at the Faculty of Medicine, University of Novi Sad, specialist in physical medicine and rehabilitation; Institute for Health Protection of Children and Youth of Vojvodina, Novi Sad, Clinic for Children's Habilitation and Rehabilitation
Thesis title:	Study on the relationship among kinetic and kinesiological parameters of the body and postural deformities of active children-athletes from 9 to 14 years
Language of text (script):	Serbian language (cyrillic)
Physical description:	Number of: Pages____171_____ Chapters____8_____ References__152_____ Tables____40_____ Illustrations__28_____ Graphs____33_____ Appendices____1_____
Scientific field:	Medical sciences
Scientific subfield (scientific discipline):	Orthopedics, Physical Medicine and Rehabilitation
Subject, Key words:	Children, Lordosis, Kyphosis, Low Back Pain, Diskinesias, Athletes, Risk factors, Body Mass Index
Abstract in English language:	The subject of this study was to examine the relationship between kinetic and kinesiological parameters of the trunk and postural deformities in the sagittal plane, as well as to determine the factors associated with these postural deformities and back pain in children aged 9 to 14 engaged in competitive sports. The participants in this study were 124 children aged 9-14, of both sexes, who came for regular preventive examinations at the sports doctor at the Novi Sad Healthcare Center and who trained in various competitive sports. Inertial sensors, a digital dynamometer and digital inclinometers were used in the work. The results of this study showed that pain in the lumbar spine during extension, as well as inclination curves of the spine, are mostly correlated with body mass index taking into account anthropometric characteristics. All observed inclination angles of the spinal segments differ statistically significantly in the group with lumbar back pain at extension in relation to the control group. There is a connection between back pain during extension and the position of inertial sensors in the extension, namely sensor S1 at the position of the second sacral vertebra and sensor S2 at the position of the third lumbar vertebra. It was determined that in most cases when back pain is present, there is no

	physiological extension of the lumbar segment of the spine, but dyskinesia or flexion, with the sacral segment of the spine going into nutation, ie bending forward. Further results are that there is a statistically significant difference in measures of isometric strength of extensor and abductor muscle groups, back extensor muscles, lower trapezius muscle and abdominal muscles in the group with lumbar spine pain compared to the control group. The results further showed that the angles of lumbar lordosis and thoracic kyphosis were most correlated with the strength of the hip extensors and the m. erector spinae.
Accepted on Scientific Board on:	27.01.2021.
Defended: (Filled by the faculty service)	
Thesis Defend Board: (title, first name, last name, position, institution)	President: Member: Member: Member:
Note:	

Садржај:

1. Увод и преглед литературе	7
2. Циљеви истраживања и радне хипотезе	26
3. Материјал и методе	28
4. Резултати	57
5. Дискусија	129
6. Закључак	150
7. Литература	152
8. Листа скраћеница	165
Прилози	166

1. Увод и преглед литературе

Постурални деформитети у сагиталној равни, као што су лумбална хиперлордоза и торакална хиперкифоза, често се јављају код деце старости од 9 до 14 година [1]. Ти деформитети се јављају чак и чешће у популацији деце овог узраста која се баве такмичарским спортом, посебно у неким спортовима (гимнастика, хокеј, фудбал, пливање, рвање, као и плес и балет, и други...) [2]. Учесталост и интензитет тренинга и такмичарски ниво бављења спортом може да утиче на настанак и прогресију поремећаја кичменог стуба, а ниво и тип поремећаја у одређеној мери зависи од природе спорта [3]. Неки од тих поремећаја су често повезани и са болом у лумбалном делу леђа [4,5]. Прецизна и правремена дијагностика почетних облика ових поремећаја је део превентивних прегледа младих спортиста, јер се у годинама брзог раста и развоја деце овог узраста и ти поремећаји могу развити и напредовати веома брзо [6]. Постуралне деформације кичме, које почињу као мале варијације, ако се не уоче на самом почетку, услед интензивних тренинга и неравнотеже снаге појединих мишића могу се повећати до значајних функционалних поремећаја, па и настанка патолошких промена у морфологији кичменог стуба [7].

Предмет овог истраживања било је испитивање односа кинетичких и кинезиолошких параметара трупа и постуралних деформитета деце активних спортиста узраста 9 до 14 година у циљу утврђивања фактора ризика за деформитете кичменог стуба у сагиталној равни и бола у лумбалном делу леђа.

1.1 Функције кичменог стуба

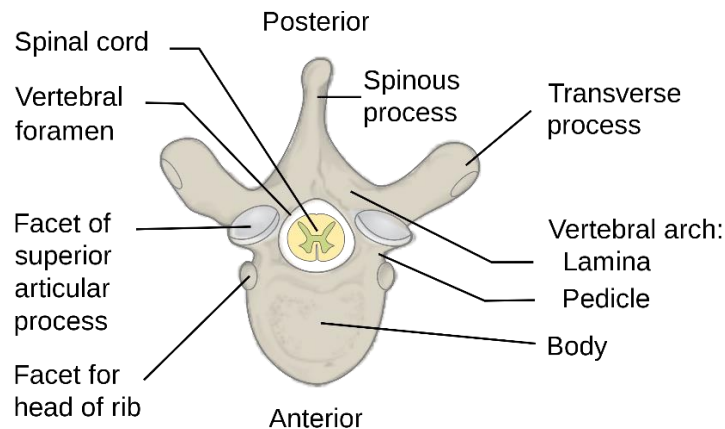
Кичмени стуб има три основне функције: да служи као потпора трупу, да штити кичмену мождину и корене кичмених нерава и да служи за покретање тела. Грађа кичменог стуба је таква да може да обавља све те функције истовремено [8]. Главни делови кичменог стуба који извршавају ове функције су кичмени пршљенови заједно са меким ткивима која их окружују.

Кичмени стуб састоји се од 24 пршљена, сакралног сегмента и тртичне кости. Пршљенови су подељени у три сегмента: то су вратни (цервикални) сегмент који се

састоји од 7 пршљенова (означених од C1-C7), грудни (торакални) сегмент који се састоји од 12 пршљенова (Th1-Th12) и лумбални сегмент који се састоји од 5 пршљенова (L1-L5). Лумбални пршљен L5 се наслања на сакрални сегмент кичменог стуба (сакрум) у коме су пршљенови (5) фузионисани, а сакрални сегмент се наслања на тртичну кост која се састоји од 3-5 сраслих пршљенова.

Пршљенови су спојени помоћу низа зглобова којих има приближно 361 [9,10] (укључујући синовијалне зглобове, симфизе, синдесмозе, зглобове између пршљенова и ребара и зглобове повезане са сакрумом и тртичном кости).

Сваки пршљен се састоји из два основна дела: тела пршљена (предњег дела) (lat. corpus vertebrae, engl. vertebral body) и кичменог лука (задњег дела) (lat. arcus vertebrae, engl. vertebral arch) (Слика 1). Тело пршљена и лук пршљена формирају интервертебрални форамен или велики централни кичмени отвор (lat. foramen intervertebrale, engl. vertebral foramen) (Слика 1). Низ пршљенова формира кичмени канал кроз који пролази кичмена мождина. Оба дела пршљена се састоје од спољног слоја који чини компактна кост и језгра који чини трабекуларна кост [10]. Трабекуларна кост је састављена од великог броја ситних делова костију, неправилно распоређених, познатих као трабекуле. Трабекуле су оријентисане паралелно са линијама највећег стреса [11]. Утврђено је да је овакав распоред трабекула идеалан да амортизује оптерећења кичме која настају услед осовинске компресије и услед неких покрета, као што је ходање [12].



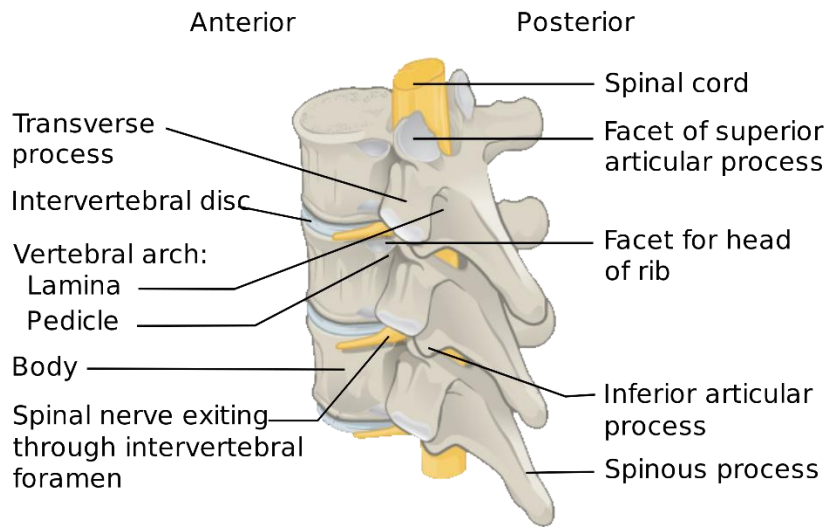
Слика 1: Кичмени пршљен, приказ од горе

(Аутор Jordi March - властито дело CC BY-SA 3.0,

https://en.wikipedia.org/wiki/Vertebra#/media/File:Vertebra_Superior_View-en.svg)

Кичмени лук се састоје из две ламине, два попречна наставка, процесус трансверсус (lat. processus transversus vertebrae, engl. Transverse process), два парна зглобна наставка (lat. processus articularis superior, engl. superior articular process) и (lat. processus articularis inferior, engl. inferior articular process) и једног ртног наставка, процесус спинозус (lat. processus spinosus vertebrae, engl. spinous process) [10]. (Слика 1).

Педикули (lat. pediculus arcus vertebrae, engl. pedicle) чине спој између тела и пршљенског лука и налазе се у задњем бочном делу пршљенског тела. На педикулима се налазе горњи и доњи усек. Усеци педикула свих суседних пршљенова формирају интервертебрални форамен кроз који пролазе спинални нерви. Уколико је пршљен покретљивији педикули имају више компактне кости, а уколико је пршљен мање покретан, онда педикули имају мање компактне кости. У цервикалном делу кичменог стуба где су јако покретни пршљенови, ту су и јаки педикули. У торакалном делу где су слабо покретни пршљенови су и слабији педикули [13]. Ламина је спљоштени или засвођени део кичменог лука, то је задњи део кичменог прстена. Педикул и ламина окружују кичмену мождину [14]. На месту споја педикула и ламине налазе се горњи и доњи артикуларни наставци који образују зигапофизеалне зглобове, који чине везу између пршљена. Горњи артикуларни наставак (lat. processus articularis superior) се зглобљава са доњим артикуларним наставком (lat. processus articularis inferior) суседног пршљена, градећи зигапофизеалне зглобове, фасетне зглобове (lat. articulationes zygapophysiales). [9,10] Другим речима, сваки пршљен има горњи и доњи сегмент зигапофизеалног зглоба. Доњи део зигапофизеалног зглоба горњег пршљена се узглобљава са горњим сегментом зигапофизеалног зглоба доњег пршљена. Горњи сегмент овог зглоба је окренут позади, а доњи део је окренут напред [11].



Слика 2: Више кичмених пршљенова, леви постеролатерални приказ

(Аутор Jordi March - властито дело CC BY-SA 3.0, <https://commons.wikimedia.org/w/index.php?curid=45613313>)

Функција педикула је и да преноси стрес, односно потрес који настаје при ходању и трчању. Он у вратном делу преноси потрес ка зигоапофизеалном зглобу . У торакалном сегменту кичменог стуба преноси стрес од зигоапофизеалног зглоба ка телу пршљена. У лумбалном сегменту кичменог стуба педикули преносе стрес у оба смера [13]. Као што је већ споменуто, тај централни, средишњи део тела пршљена има трабекуле и оне су паралелне са правцем стреса и трабекуле служе да се амортизује стрес који настаје услед потреса при ходању и трчању. Између два пршљена се налази диск (Слика 2), а веза између кости и диска је зглоб који се зове синдесмоза (lat. syndesmosis). Диск се састоји из централног дела, нуклеуса пулопозуса (lat. nucleus pulposus) који има 70-80% воде и површног дела, анулоса фиброзуса (lat. anulus fibrosus disci intervertebralis) [16]. На површини диска се налази хрскавичави део који је спојен са телом пршљена. Између сакралних пршљена нема диска, и такође нема диска код атласа који се зглобљава са потиљачном кости. Други пршљен се зглобљава са атласом, и између њих нема диска. Пршљенови су све већи од врата до трећег лумбалног, а четврти и пети слабински су мало ужи [17].

Процесус трансверзус и процесус спинозус служе за припој мишића и праве полуку мишићима кичме. Мишићи који се причвршћују за ове попречне наставке

одржавају постуру и индукују ротацију и бочну флексију појединачних пршљенова и кичме у целини [9].

Тело кичменог пршљена има функцију да амортизује потрес. Диск има функцију да омогућава покретљивост, захваљујући нуклеусу пулпозусу. Захваљујући води у нуклеусу пулпозусу која може да се згусне па да се повуче позади, па лево, па десно, на тај начин облик пршљена се мења [18]. Однос висине тела пршљена и висине диска у цервикалној кичми је да је висина диска две петине у односу на висину тела пршљена. Диск у торакалном делу кичменог стуба је релативно мали, једна шестина или седмина у односу на висину тела пршљена. У лумбалној кичми висина диска је једна трећина тела лумбалног пршљена, али с обзиром да су лумбални пршљенови много већи од вратних, диск у лумбалној кичми је обично највећи [19].

Функција диска је да одржава променљив простор између два вертебрална дела и омогућава флексибилност кичме. Што је веће покретање диска, што се више користи, то је већа и ефикасност динамичког вертебралног сегмента [18]. Дискови раде по принципу осмотског система: кад нема покрета он се напуни флуидом, а кад се човек креће, кад скаче, он изгуби флуид. Кад се човек наспава, опет му уђе флуид у диск [20]. У лежећем положају само је 20% уобичајеног притиска на диск [21].

1.2 Кривине кичменог стуба

Кичмени стуб формира 4 кривине, од којих су две кифозе и две лордозе захваљујући којима се амортизује потрес при ходу [22] (Слика 3).

Кифозе су кривине које су конвексне постериорно (односно конкавне антериорно), док су лордозе кривине које су конкавне постериорно (односно конвексне антериорно).

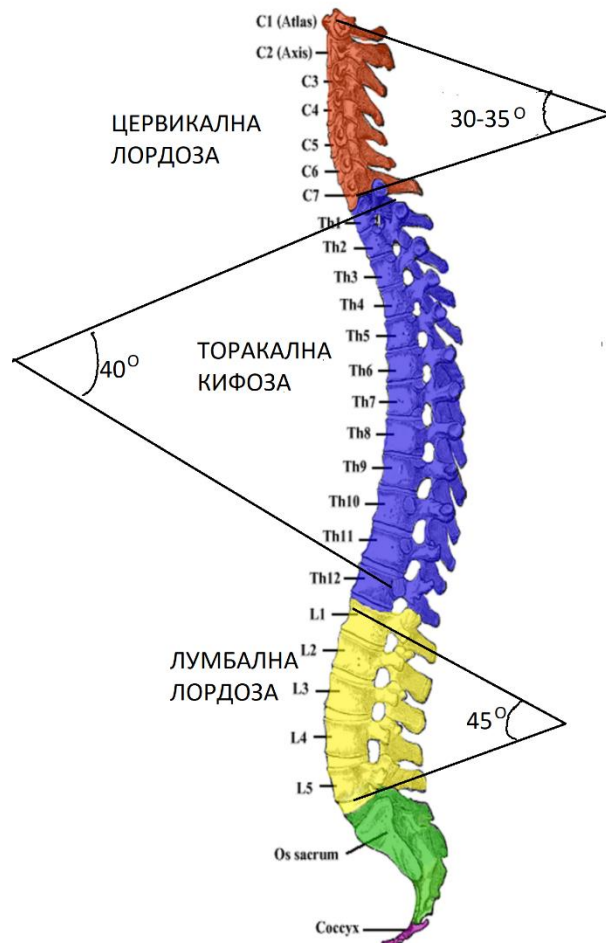
Цервикална лордоза је обликована на начин да је предња страна диска виша од задње стране [10]. Торакална кифоза је обликована тиме што је предњи део тела торакалних пршљенова краћи од задњег дела. На сличан начин, лумбалну лордозу обликује то што је предњи део и тела и пршљена лумбалног сегмента кичменог стуба виши од њиховог задњег дела [10]. Са две од те четири кривине се рађамо, а то су

торакална кифоза и сакрална кифоза. Кад дете почиње да диже главу, онда се развија цервикална лордоза, што је око 3 до 4 месеца након рођења. Лумбална лордоза почиње да се формира кад се дете подиже у усправан положај, кад дете има око 9 месеци [11].

Након настанка, лумбална лордоза се одржава комбинацијом облика интервертебралних дискова и обликом тела пршљенова. Свака од ових структура је виша anteriorno него posteriorno у лумбалном региону кичме. Обично се у горњем делу грудног коша налази блага бочна кривина. Конвексност криве је лево код леворуких људи и са десне стране код дешњака. Таква одступања су вероватно резултат асиметричне употребе и тонуса мишића [9]. Познато је да се лумбална лордоза и торакална кифоза повећавају од лежећег до стојећег положаја, односно у лежећем положају су мање него у стојећем [22]. Поред тога, утврђено је да се цервикалном лордозом компензују варијације у лумбалној лордози које се јављају током промена у положају и током нормалног кретања. На пример, лумбална лордоза се повећава за време седења и усправног положаја, а цервикална лордоза се у истим положајима смањује [23].

Кифозе и лордозе кичме, заједно са интервертебралним дисковима помажу да се апсорбују оптерећења која носи кичма. Међу тим оптерећењима је и телесна маса трупа, заједно са оптерећењима која дају доњи екстремитети током ходања, трчања и скакања. Та оптерећења укључују и ношење терета. Кривине кичме, делујући са интервертебралним дисковима и телом пршљенова, амортизују споменута повећана оптерећења на ефикаснији начин него кад би кичма била потпуно равна [24].

Иначе, кривине кичме имају улогу у свим функцијама кичме. Када ове кривине излазе из нормалног обима, онда може доћи и до поремећаја ових функција. Постоји опасност да до промене у нормалном обиму дође у добу убрзаног развоја, посебно ако се дете бави спортом, јер неравнотежа у развоју мишића може довести до нежељених промена [25].



Слика 3. Кичмени стуб са нумерацијом кичмених пршљенова и са кривинама кичменог стуба

(Прилагођено из Henry Gray (1918) Anatomy of the Human Body [3] према Creative commons licence).

Нормални степен торакалне кифозе и лумбалне лордозе је индивидуалан и зависи од облика карлице и нагиба карлице на куку. Нормалан степен лордозе је од 20-45 степени. Ако је угао лумбалне лордозе већи од нормалног, односно већи од 45 степени, онда се такво стање назива лумбална хиперлордоза [26]. Повећана лумбална лордоза и мања површина попречног пресека пршљенова су повезани са спондилолизом [27]. Лордоза је често повезана са боловима у доњем делу леђа код спортиста адолесцената. У литератури је истакнуто да је бол услед лордозе у доњем делу леђа друга најчешћа врста болова у доњем делу леђа у овом узрасту [28].

Нормалан степен торакалне кифозе је од 20 до око 40 степени, а ако је угао торакалне кифозе већи од нормалног, односно већи од 45 степени, такво стање се назива торакална хиперкифоза [29]. Торакална хиперкифоза у адолесценцији, са приметном деформацијом, назива се Шоерманово (Scheuermann) обољење [30]. Иако је познато да је карактеризација Шоермановог обољења ненормална брзина раста различитих делова пршљенова који узрокују функционална ограничења, тачна етиологија овог стања још увек није позната [31]. За разлику од ригидне кифозе која је присутна код Шоермановог обољења, постурална хиперкифоза је углавном бенигно стање које се често примећује код адолесцената са повећаним лакситетом и хиперлордозом [28]. Код хиперкифозе, субакромијални простор је сужен, и импичмент рамена (engl. shoulder impingement) се јавља чешће [32].

Проблем код хиперлордозе је што у усправном положају стално постоји блиски контакт сличан као што је код екстензије трупа човека са нормалном лордозом [28]. Стање хиперлордозе је штетно и потребно је да слабинска лордоза буде нормална. Такође, хиполордоза је штетна јер проценат при флексији нормалног кичменог стуба износи око 55 до 60 %, а није добро да у савијању буде више од 55% свог обима кад се спушта доле, зато што долази до напрезања лумбалних дискова и до могућности оштећења [27]. Дакле, код флексије је неопходно да постоји нормалан степен лумбалне лордозе.

Анатомски, лумбалну лордозу коштано прави то што је предња страна код трећег и четвртог лумбалног пршљена је већа од задње стране, а делимично лумбалну лордозу прави и диск [9]. Код торакалне кичме, кифозу не праве дискови, већ кифозу прави то што је предња страна торакалног прстена нижа од задње, а код цервикалне кичме су и дискови већи напред него позади. Дискови и тела у већем сегменту праве лордозу у цервикалној кичми него у лумбалној [9]. Покретљивост тих пршљенова омогућују и дискови у извесном обиму, зато што су у вратној кичми велики дискови, а ту је и велика покретљивост. Флексија износи до 50 степени, екстензија је много већа, око 70 степени ротација је 90 степени, а латерална флексија око 40 степени [21]. Ако је зигоапофизеални зглоб постављен хоризонталније, ротација је мала. Што је стрмије постављен зигоапофизеални зглоб, ротација је већа, тако да је у врату све веома покретљиво. У торакалном сегменту кичменог стуба

једино имамо мало већу ротацију зато су више постављени зигаопофизеални зглобови. А у лумбалној кичми, што ниже силазимо, све ниже и ниже су ти зглобови постављени у сагиталној равни и ротација је све слабија и слабија. Лигаменти и дискови имају улогу при флексији и екстензији [21].

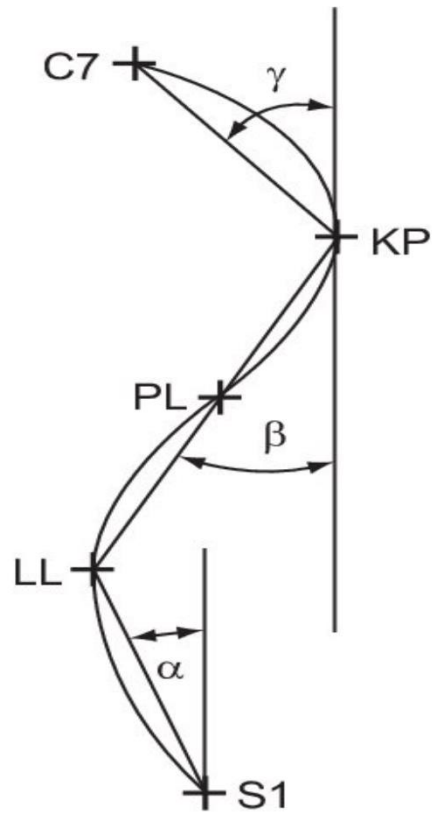
1.3 Инклинацијски углови сегмената кичменог стуба

Инклинацијски углови сегмената кичменог стуба који се у овој студији проучавају су АЛФА (α), БЕТА (β) и ГАМА (γ) [33,34,35].

АЛФА је лумбо-сакрални угао, представља инклинацију лумбосакралног дела кичме. АЛФА је угао који заклапа линија која спаја први сакрални пршљен (S_1) и најдубље место лумбалне лордозе (LL на Слици 2) са вертикалном линијом. Овај угао се одређује се постављањем дигиталног гравитационог инклинометра између пршљена S_1 и најдубљег места лордозе. Најдубље место лордозе одређује се клинички као место највећег удубљења слабинског дела леђа у средњој линији.

БЕТА угао је инклинацијски угао тораколумбалног дела кичменог стуба. То је угао од петог лумбалног (L_5) до првог торакалног пршљена (Th_1). Овај угао се одређује се постављањем дигиталног инклинометра тако да средина инклинометра буде на месту прелаза између лордозе у кифозу (Слика 4).

ГАМА је угао горњег торакалног дела кичменог стуба, од првог торакалног до седмог цервикалног пршљена (Слика 4). ГАМА угао који се одређује постављањем дигиталног инклинометра између седмог вратног пршљена (C_7) и врха кифозе. Врх кифозе је место највећег испупчења грудног дела трупа и одређује се клинички. Обично је то врх спинозуса Th_{7-8} .



C7- седми вратни пршљен

KP- највеће испупчење торакалне кифозе (седми торакални пршљен Th7)

PL - место преласка кифозе у лордозу (обично је то између спинозуса Th12 и L1)

LL- највеће улегнуће лумбалне лордозе (обично је то трећи лумбални пршљен L3)

S1- први сакрални пршљен

Слика 4. Инклинацијски углови сегмената кичменог стуба (слика преузета из [36] са дозволом аутора).



Слика 5. Карактеристичне тачке коришћене за мерење. (Слика преузета из личне архиве).

Што је већи АЛФА угао, лумбална лордоза је већа. Што је већи БЕТА угао, и лумбална лордоза и торакална кифоза су веће, јер обе зависе од БЕТА угла. Што је већи ГАМА угао већа је торакална кифоза. Преко АЛФА, БЕТА и ГАМА рачунају се углови лумбалне лордозе (ЛЛА) (engl. lumbar lordosis angle) и угао торакалне кифозе (ТКА) (engl. thoracic kyphosis angle) [33,34,35].

$$\text{ЛЛА} = 180^\circ - \text{АЛФА} - \text{БЕТА}$$

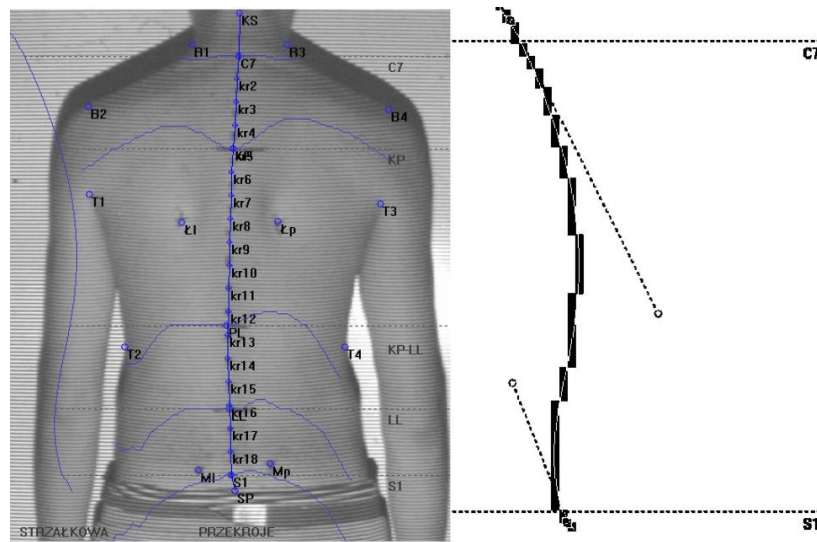
$$\text{ТКА} = 180^\circ - \text{ГАМА} - \text{БЕТА}.$$

У овом истраживању је преузета нотација из радова [33,34,35,37] у којој су ЛЛА и ТКА кад се рачунају на овај начин суплементни угловима који се појављују

у некој другој литератури [26,38,39,40]. Тако да на пример углу лумбалне лордозе од 45 степени на слици 3 одговара ЛЛА угао од 135 степени, а углу торакалне кифозе од 40 степени одговара угао ТКА од 140 степени.

У литератури се наводе различити подаци за просечни угао лимбалне лордозе и торакалне кифозе.

У радиолошкој студији деце узраста 3–10 година, просечан угао торакалне кифозе је био 42.0 ± 10.6 степена, а просечан угао лумбалне лордозе је био 53.8 ± 12.0 степена [39]. Ово одговара угловима ТКА од 138 степени и ЛЛА од 136.2 степена. У истој студији, за децу узраста од 10-18 година просечни угао торакалне кифозе био је 45.8 ± 10.4 степени, а просечни угао лумбалне лордозе износио је 57.7 ± 11.1 степени. Ово одговара угловима ТКА од 134.2 степена и ЛЛА од 122.3 степена. У другој студији радиолошким прегледом деце узраста 8–19 година утврђен је просечан угао торакалне кифозе од 47.47 ± 12.7 степени и просечан угао лумбалне лордозе од 39.6 ± 12.4 степени [40]. Ове вредности одговарају углу ТКА од 132.53 степена и ЛЛА од 140.6 степени. Подаци у литератури се разликују и због различитих метода мерења. Поред радиолошког начина мерења и мерења дигиталним инклинометром који је коришћен у студијама [33,34,35] и у нашој студији, користи се и фотограметријски метод [34] (Слика 6).



Слика 6. Кривине кичменог стуба добијене фотограметријом (слика преузета из [34], према Creative Commons Attribution 4.0 International License).

1.4 Постурални деформитети

У овом раду акценат ће бити на постуралним деформитетима у сагиталној равни, односно торакалној хиперкифози и лумбалној хиперлордози. Учесталост ових постуралних деформитета је утврђивана у многим студијама. Према [1], торакална хиперкифоза је присутна код 43.1 % адолесцената а лумбална хиперлордоза код 30%. Постурални деформитети, као што су лумбална хиперлордоза и торакална хиперкифоза, често се јављају код деце која се баве такмичарским спортом и зависе од обима тренинга [2]. Учесталост неких од ових деформитета је чак и већа код младих спортиста него у општој популацији младих људи, посебно у спортовима као што су гимнастика, фудбал, хокеј, пливање, рвање, као и плес и балет [3]. Такмичарски ниво бављења спортом код деце може да учествује у настанку и прогресији постуралних поремећаја кичменог стуба, а ниво и тип поремећаја у одређеној мери зависе од природе спорта [41,42]. Ови постурални деформитети кичме су у великом проценту, и до 60% повезани и са болом у леђима [4,5,43,44].

Један од циљева превентивних спортских прегледа младих спортиста је и дијагноза почетних облика постуралних деформитета, јер се ови деформитети могу развити у овом узрасту за само неколико месеци са тенденцијом даљег напредовања [6]. Постуралне кичмене деформације могу првобитно да почну као мале варијације, али током времена, интензивни тренинзи, напетост мишића и неравнотежа мишића могу повећати деформитете до тачке значајних функционалних поремећаја и настанка патолошких промена у морфологији кичменог стуба [7].

Фокус истраживања у овом раду је лумбална хиперлордоза и торакална хиперкифоза, односно постурални деформитети кичменог стуба у сагиталној равни и њихова повезаност са болом у лумбалном делу кичме код деце спортиста.

Лумбална хиперлордоза је прекомерна закривљеност кичме у лумбалном делу у сагиталној равни са конвекситетом унапред [9,1,45]. Торакална хиперкифоза је претерана закривљеност кичме у сагиталној равни, углавном у торакалном делу, са конвекситетом уназад [7,46].

Важно је ове деформитете клинички уочити на време и кинезитерапеутским третманима их покушати кориговати, јер је торакална хиперкифоза током своје могуће прогресије повезана са повећаним ризиком за настанак болног синдрома рамена (субакромијални импицимент синдром) (engl. subacromial impingement syndrome) [47], а лумбална хиперлордоза са повећаним ризиком за појаву спондилолизе и Бааструп-ове болести (Baastrup) [48]. Једно скорашње истраживање је показало да спинални сагитални деформитети као што су торакална хиперкифоза и лумбална хиперлордоза могу да доведу до поремећаја кинематике хода у смислу смањене флексије колена у терминалној фази ослонца при ходу, што може да доведе до ризика за падове у одраслом добу [49].

Природне кривине кичменог стуба и њихов обим нису фиксни, већ су динамичне и мењају облик током кретања и промена положаја. Екстензија трупа повећава цервикалну и лумбалну лордозу а смањује торакалну кифозу, а супротно од тога флексија трупа смањује цервикалну и лумбалну лордозу, али повећава торакалну кифозу [24]. У физиолошкој екстензији трупа лумбални сегмент кичменог стуба се помера у назад [24,50].

Дискинезија лумбалног сегмента у екстензији је кретање овог сегмента кичменог стуба у напред [51]. Дискинезија лумбалног сегмента кичменог стуба може да се утврди класичним методама за анализу положаја сегмената кичменог стуба у разним покретима, као што су радиолошке методе анализа покрета кичме (engl. vertebral motion analysis) [52], тродимензионална (3Д) анализа [53], као и метода испитивања помоћу инерцијалних сензора [51]. Методама 3Д анализе покрета може да се утврди положај лумбалног сегмента кичменог стуба у екстензији и промена положаја у односу на усправан положај тела и на тај начин може да се утврди дискинезија [53]. Инерцијални сензори су до сада коришћени у вези са испитивањем положаја кичме у различитим покретима, а први пут су коришћени за утврђивање дискинезије лумбалног сегмента кичменог стуба у екстензији у студији (Шарчевић, Тепавчевић) [51]. Дискинезија се утврђује тако што сензори који су постављени на три кључне тачке у лумбалном сегменту (Th11, L3 и S2) прате покрет од усправног положаја до завршне тачке екстензије трупа и утврђује се да се тај сегмент креће унапред за разлику од физиолошког покрета који је у назад [51].

Предмет овог истраживања било је испитивање односа кинетичких и кинезиолошких параметара трупа у деце од 9 до 14 година која се баве такмичарским спортом, као и утврђивање евентуалних фактора који су повезани са болом у лумбалном делу кичме и са поменутиим постуралним деформитетима кичме. Кинетички параметри су изометријска снаге мишића трупа (опружача леђа (lat. m. erector spinae), доњег трапезастог мишића (lat. m. trapezius inferior), предњег зупчастог мишића (lat. serratus anterior), горњих трбушних мишића) и карлице (екстензори кука, абдуктори кука, спољашњи и унутрашњи ротатори кука). Кинезиолошки параметри су степени унутрашње и спољашње ротације кука и флексибилност флексора кукова.

Етиологија настанка постуралних деформитета у сагиталној равни (лумбалне хиперлордозе и торакалне хиперкифозе) је непозната и недовољно испитана [7,46]. Лумбална хиперлордоза и торакална хиперкифоза су сложени поремећаји проузроковани комбинацијом више фактора који могу бити унутрашњи и спољашњи: генетски, биомеханички, фактори животне средине и животног стила, емоционални и социоекономски [45]. Неки од фактора који су повезани са описаним постуралним деформитетима су слабост трбушних мишића, као и већи број сати седења над рачунаром или пред телевизором [54,55].

Досадашње студије показују да на појаву хиперлордозе слабинске кичме утичу и скраћење и слабост великих група мишића трупа [37,45,55]. Хиперлордоза слабинске кичме често се доводи у везу са боловима у доњем делу леђа и код адолесцената [24,4]. Повезаност лумбалне хиперлордозе са боловима у леђима објашњава се једним делом и повећаном компресијом унутар лумбалних зигапофизеалних зглобова [27,28]. Скраћење равних трбушних мишића (lat. rectus abdominis), као и слабост мишића опружача леђа (lat. erector spinae), према неким истраживањима [7,56], посебно су битни и у развоју торакалне хиперкифозе. Друга истраживања показују да не постоји веза између торакалне кифозе и снаге и издржљивости абдоминалних мишића [57,58].

Преваленца бола у доњем делу леђа је према различитим изворима од 20% до 51% [59,60,61,62]. У литератури је споменуто неколико фактора ризика за бол у

доњем делу леђа, као што је дуготрајни боравак у седећој позицији, лоше држање, као и некомпатибилност дечијих антропометријских карактеристика и школског намештаја и ношење тешке школске торбе [63]. Како је истакнуто у студијама [64] и [65], присуство синдрома бола и деформитета кичме код деце и адолесцената је у значајном порасту и претпоставља се да је то повезано са стилем живота и појавом лумбалгије у одраслом добу. Као могући фактори су споменути дуготрајно провођење времена испред телевизора и рачунара углавном у неправилном положају као и тренирање одређених врста спортова и свирање одређених музичких инструмената [64]. Такође је истакнуто од стране ових аутора да појава бола у доњем делу леђа има већу учесталост јављања код девојчица у односу на дечаке. Поред већ споменутог седентарног стила живота и претешких школских торби, као фактори ризика наводе се и психолошки фактори и социјално окружење, физичка неактивност, или превелика физичка активност без адекватних пауза за одмор [65]. Кинезиолошка испитивања деце која имају бол у леђима и постуралне деформитете кичме показују статистички значајну разлику у учесталости бола у леђима код њих у односу на децу без деформитета кичме [28,66,67].

Приликом опружања (екстензије) лумбалног сегмента кичменог стуба долази до сужења спиналног канала у лумбалној регији - такозвано динамичко сужење. Код физиолошког положаја лумбалне кичме спинални канал сужава се само у моменту екстензије, а у неутралном положају сужења канала нема [68]. Како је код дуготрајне лумбалне хиперлордозе слабински сегмент кичменог стуба у континуитету у положају екстензије, претходно постојеће физиолошко динамичко сужење спиналног канала постаје континуирано [27,56,68]. Тиме се стварају услови за настанак инфламаторних процеса зигопофизеалног зглоба. Дуготрајна инфламација зигопофизеалног зглоба може да доведе и до дегенеративног процеса тог зглоба, који тако дегенеративно промењен, додатно сужава спинални канал. На овај начин настаје сужење спиналног канала и без екстензије трупа [27]. Код хиперлордозе постоји такође и патолошки стални близак контакт зглобних површина зигопофизеалног зглоба суседног горњег нивоа слабинске кичме са спојем ламине и зглобне површине зигопофизеалног зглоба суседног доњег пршљена, (такозвана међузглобна површина, *lat. pars interarticularis*). Овај

патолошки контакт током времена и покретањем трупа доводи до понављаних микроповреда, односно до настанка стрес-прелома на том месту што се такође испољава болом у леђима [27,68]. Дакле, бол код деце спортиста са лумбалном хиперлордозом који је лоциран у доњем делу леђа могао би бити узрокован и инфламаторним процесом зигопофизеалног зглоба, односно оштећењем међузглобне површине [27].

Код торакалне хиперкифозе субакромијални простор је ужи и чешће се јавља импичимент рамена [32]. Поред субакромијалног импичимента, торакална хиперкифоза може да доведе до неправилног налегања лопатице на грудни кош (тзв. предњи нагиб (lat. anterior tilt) скапуле) који онемогућава пун обим покрета у хумеро-скапуларном зглобу. Торакална хиперкифоза често је удружена и са неправилним положајем рамена (унапред) што је у вези са скраћењем малог грудног мишића (lat. m. pectoralis minor) и издужењем задње рамене мускулатуре [6,69], а то се испољава болом у леђима [70].

1.5 Инерцијални сензори и њихова употреба

Инерцијална навигација, која има велике примене у многим областима науке и технологије, омогућаје тачно одређивање положаја у односу на почетну позицију. Према законима физике могуће је да се прецизно одреди динамичко кретање без спољних информација, и то је суштина ове технологије. За потпуно утврђивање кретања, брзине и оријентације система мери се шест фактора: линеарно убрзање у три димензије и три димензије угаоне брзине [71]. Први инерцијални сензори за оријентацију бродова и касније подморница потичу из почетка 19 века, специјализовани инерцијални системи навођења појавили су се 1940 -их година, али су инерцијални навигациони системи постали уобичајени тек 1960 -их година прошлог века [72]. У протеклих педесет година дошло је до значајних промена у дизајну инерцијалних сензора и система. Жироскопи су у почетку били велики механички уређаји а сада су мали и веома прецизни. Тренутно је уведена нова напредна технологија жироскопа, као што су жироскоп са нуклеарном магнетном

резонанцом који користи атомски спин за детекцију ротације и такви уређаји су веома прецизни [73].

За примене у разним истраживањима, укључујући медицинска, често је важна тачна процена оријентације и кретања тела у односу на инерцијални оквир. Као што је већ споменуто, у сврху навигације, то је било могуће користећи високо прецизне инерцијалне и магнетне сензоре. Новост је недавни развој јефтиних и лаких микроелектромеханичких система (МЕМС) који је омогућио је коришћење малих инерцијалних сензора за шири спектар примена укључујући примене у медицинским истраживањима [74].



Слика 7. Сензор ProMove-Mini Inertia Technology (Холандија) (Слика преузета из личне архиве)

Инерцијални сензори су већ коришћени у више студија у вези са испитивањем кретања и положаја кичме током различитих покрета.

У студији Ха (На) и сарадника [75], обим кретања лумбалног дела кичме мерен је коришћењем два система: система инерцијалних сензора и електромагнетског система за утврђивање положаја. Добијен је резултат да су мерења која су извршена инерцијалним сензорима у високој корелацији са мерењима извршеним електромагнетским системом [75]. Такође су обими измерених кретања били у

сагласности са онима који су објављени у литератури [76,77,78]. Мерење кретања лумбалног дела кичме током различитих покрета коришћењем инерцијалних сензора рађено је и у студији Алктанија (Alqhtani) и сарадника [76].

Инерцијални сензори се користе тако што се уз помоћ еластичне траке причврсте на делове тела чији покрети и промена положаја желе да се утврде. На слици 7 је представљен сензор који је коришћен у овој студији.

У раду Адесида (Adesida) и сарадника [79] дат је систематски преглед студија у којима су инерцијални сензори коришћени за утврђивање кинетичких и кинематичких променљивих у спорту. У овом раду анализирана су истраживања из седам релевантних база података у циљу да се испита тренутно стање у области коришћења носиве (engl. wearable) технологије у спорту за побољшање перформанси и спречавање повреда. Проучавање и разумевање спортске биомеханике је веома важно за превенцију повреда и побољшавање спортских резултата, а до сада се биомеханика углавном процењивала коришћењем оптичког снимања покрета. С обзиром да су таква снимања била могућа углавном у лабораторијском окружењу, у последње време се развија технологија носивих уређаја којом се процењује спортска биомеханика преко сензора који су прикачени на тело и који прате динамичке покрете. У овом прегледу анализирана су 33 чланка у којима су учесници практиковали спортове и изводили динамичке покрете и у којима су процењиване перформансе преко носиве технологије. У овим чланцима су се користили инерцијални и сродни сензори који су се користили у преко 15 спортова за квантификацију кретања. Истакнуто је да је употреба ове технологије још увек у фази истраживања али да постоји велики потенцијал да она позитивно утиче на тренерску праксу и превенцију повреда [79].

2. Циљеви истраживања и радне хипотезе

2.1 Циљеви истраживања

Циљ 1 Испитивање повезаности индекса телесне масе, пола, година, броја сати тренинга дневно и недељно, броја година тренирања, врсте спорта са појавом бола у лумбалној кичми код деце спортиста приликом максималне екстензије трупа.

Циљ 2 Испитивање повезаности степена изражености лумбалне лордозе код деце спортиста са појавом бола у лумбалној кичми приликом максималне екстензије трупа.

Циљ 3 Испитивање повезаности постојања дискинезије лумбалног сегмента кичменог стуба код деце спортиста са болом у лумбалној кичми приликом максималне екстензије трупа.

Циљ 4 Испитивање постојања везе између изометријске снаге мишића трупа (опружача леђа (lat. m. erector spinae), доњег трапезастог мишића (lat. m. trapezius inferior), предњег зупчастог мишића (lat. serratus anterior), горњих трбушних мишића) и карлице (екстензори кука, абдуктори кука, спољашњи и унутрашњи ротатори кука) са степеном лумбалне лордозе и болом у лумбалној кичми приликом максималне екстензије код деце спортиста.

Циљ 5 Испитивање постојања везе између изометријске снаге мишића трупа (опружача леђа, доњег трапезастог мишића, предњег зупчастог мишића, горњих трбушних мишића) и карлице (екстензори кука, абдуктори кука, спољашњи и унутрашњи ротатори кука) са степеном торакалне кифозе и болом у лумбалној кичми приликом максималне екстензије трупа код деце спортиста.

2.1 Радне хипотезе

ХИПОТЕЗА 1: Индекс телесне масе, пол, године, број сати тренинга дневно и недељно, број година тренирања, као и врста спорта имају утицаја на појаву бола у лумбалној кичми код деце спортиста, приликом максималне екстензије трупа.

ХИПОТЕЗА 2: Постоји статистички значајна повезаност постојања бола при максималној екстензији трупа са повећаним углом који карактерише лумбалну лордозу.

ХИПОТЕЗА 3: Постоји статистички значајна повезаност постојања бола при максималној екстензији трупа са дискинезијом лумбалног сегмента кичменог стуба.

ХИПОТЕЗА 4: Постоји статистички значајна повезаност између изометријске снаге мишићних група екстензора кука (доминантно великог седалног мишића или мишића глутеуса максимуса (lat. m. gluteus maximus)), мишића опружача леђа и углова закривљености кичменог стуба који карактеришу лумбалну лордозу и постојања бола при максималној екстензији трупа.

ХИПОТЕЗА 5: Постоји статистички значајна повезаност између изометријске снаге мишића опружача леђа, углова закривљености кичменог стуба који карактеришу торакалну кифозу и постојања бола при максималној екстензији.

3. Материјал и методе

3.1. Тип студије, место и период истраживања, селекција испитаника

3.1.1 Тип студије

Ова студија је аналитичка опсервациона case/control студија.

3.1.2 Испитаници, место и период истраживања

Учесници ове студије су била деца-спортисти узраста 9-14 година који су долазили на редовне превентивне прегледе код спортског лекара у периоду јули 2020 до маја 2021. Деца су тренирала различите такмичарске спортове: фудбал, кошарку, одбојку, рукомет, плес, борбене вештине и друге. Место експерименталног истраживања је Дом здравља „Нови Сад“ Нови Сад, Одељење за спортску медицину (амбуланта Клиса и амбуланта Лиман).

3.1.3 Селекција испитаника (начин формирања узорка)

Узорак је чинило 124 испитаника - деце спортиста оба пола, старости 9-14 година, која се такмичарски баве спортом, од којих је 62 испитаника садржала испитивана група (група деце која је имала бол у доњем делу леђа приликом екстензије), а 62 испитаника је садржала контролна група (група деце без бола у доњем делу леђа).

Испитивана и контролна група су биле формиране на следећи начин:

Од све деце-спортиста која долазе на периодичне систематске прегледе у Амбуланту спортске медицине Дома здравља „Нови Сад“ Нови Сад, издвојила су се деца узраста 9-14 година која на почетку такмичарског бављења спортом, на првом прегледу специјалисте спортске медицине, нису имала дијагностикован постурални деформитет кичменог стуба. Од те групе деце, издвојила су се она деца која су у претходном шестомесечном периоду током превентивних прегледа у амбуланти спортске медицине пријавили као симптом бол у леђима приликом тренинга или утакмице (узорачка популација). Затим се рандомизационом методом „сваки трећи“

издвојило 62 испитаника који су чинили испитивану подгрупу. Од остале деце спортиста без болова у леђима прегледаних у истом периоду издвојило се истим начином рандомизације њих 62 и они су чинили контролну групу. Сваки учесник, кандидат за укључивање и његови родитељи су били информисани о сврси истраживања, као и о начину спровођења истраживања и мерењима која ће бити вршена (видети Прилог 1: Информисани пристанак, који се налази на крају овог текста).

Критеријуми за укључивање у студију:

- деца која се баве спортом који редовно тренирају и нису била одсутна са тренинга због здравствених проблема у претходна 3 месеца.
- деца и родитељи су дали писмену сагласност за учествовање у истраживању.

Критеријуми за искључивање из студије:

- постојање јувенилне идиопатске сколиозе, Шоермановог (Scheuermann) обољења, или другог поремећаја кичменог стуба дијагностикованог или леченог пре почетка такмичарског бављења спортом.
- постојање генерализованог хиперлакситета зглобова (што је стање повећане покретљивости зглобова, а резултат је лакситета лигамената и зглобне капсуле). Клинички критеријуми за генерализовани хиперлакситет зглобова су одређени користећи Бајхтонов (Beighton) скоринг систем са 9 тачака [80]. У овој студији ће се генерализованим хиперлакситетом зглобова сматрати позитиван критеријум на 6 или више тачака.
- деца која се баве спортом, а чији су родитељи одбили учешће у истраживању.
- деца која се баве спортом а која не могу или не желе да прате упутства приликом мерења.

3.2 Инструменти мерења

3.2.1 Инерцијални сензори

У раду су се користили инерцијални сензори Pro Move-mini, Inertia Technology B.V., Hengelosestraat 583, 7521 AG Enschede, Холандија (Слике 7, 8 и 9). Сензори припадају најсавременијој генерацији ултра синхронизованих бежичних оријентацијских сензора који користе најновију MEMS технологију [81,82]. Сензори су у бежичној вези са Inertia студијем где се снимају подаци које преносе сензори. Информације о просторном положају сензора се изражавају у облику кватерниона и положај сензора је у сваком тренутку потпуно дефинисан том информацијом [81].



Слика 8. Инерцијални сензор и његова оријентација (x,y,z осе). (Слика преузета из личне архиве)

Кватернион је математички објекат који је одређен са 4 броја, а који у себи садржи и векторни и скаларни део [83]. Обично се представља као уређена четворка у којој прва компонента представља скалар, а преостале три тродимензионални вектор [83]. Свака оријентација у 3Д простору једног референтног система (А) у односу на други референтни систем (В) може да се представи кватернионом, где је α угао ротације, а

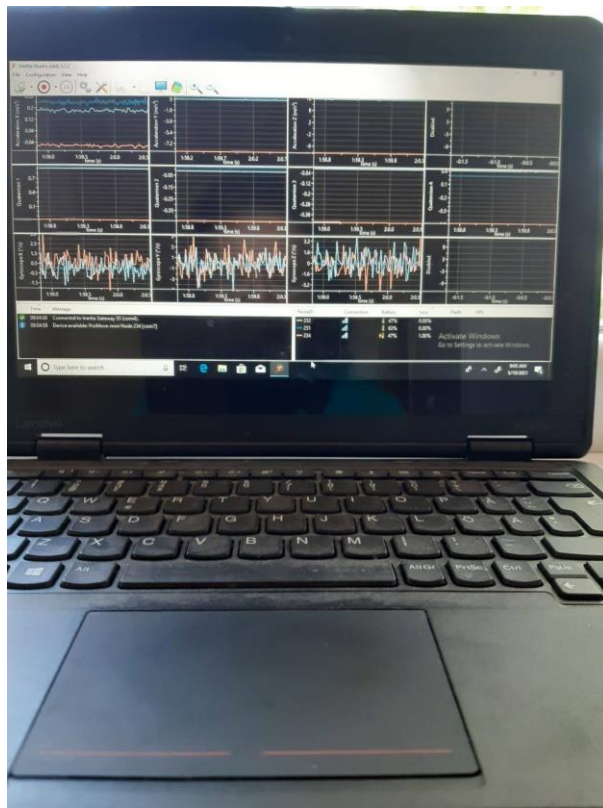
e (са компонентама $e_x e_y e_z$) је јединични вектор који представља осу ротације. Прва компонента кватерниона се обележава са q_0 и представља реални део кватерниона, а преостале три представљају векторски део кватерниона.

Следи формула за израчунавање кватерниона преко угла и осе ротације:

$${}^B_A \mathbf{q} = \begin{bmatrix} q_0 & q_1 & q_2 & q_3 \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} \cos \frac{\alpha}{2} & e_x \sin \frac{\alpha}{2} & e_y \sin \frac{\alpha}{2} & e_z \sin \frac{\alpha}{2} \end{bmatrix}^T$$

И обратно, из кватерниона се може извести угао ротације и оса ротације и на тај начин се добија информација о померању сензора од почетне до крајње тачке (анализирајући путању сензора) [83].

У нашем случају, сваки сензор у почетном положају се ресетује (почетни положај је референтни систем А, а крајњи положај представља референтни систем Б) а промена у положају од почетног до крајњег положаја се изражава кватернионом.



Слика 9. Праћење података које дају сензори преко Intertia студија. (Слика преузета из личне архиве).

3.2.2 Динамометар

Поред сензора, у раду се користио и дигитални динамометар са спољашњом фиксацијом (JTech Commander PowerTrack Muscle Dynamometer MMT).

Дигиталним динамометром се мерила изометријска снага мишићних група екстензора и абдуктора кука, мишића опружача леђа, предњег зупчастог мишића, доњег трапезастог мишића, горњих трбушних мишића, спољашњих и унутрашњих ротатора кукова. Изометријска снага мишићних група је мерена у њутнима (N) помоћу дигиталног динамометра (на слици 10). Изометријска снага је мерена тако што је динамометар постављан на одговарајући део тела и онда је испитаник гурао максимално снажно у правцу динамометра (прецизни описи мерења појединих група мишића дати су у наставку).



Слика 10. Дигитални динамометар. (Слика преузета из личне архиве).

3.2.3 Инклинометар

Инклинометри мере углове и јединица мере је степен. Пошто су у питању гравитациони инклинометри мери се угао нагиба или удубљења у односу на линију гравитације. У зависности од угла који се мери, инклинометар се поставља на једну површину на телу и показује угао који та површина заклапа са линијом гравитације. Постављање инклинометра у применама које се у овој студији користе су на слици 19, 20 и 22.

У раду су се користила три инклинометра. Један је дигитални инклинометар (Baseline 12-1057 Fabrication Enterprises INC PO Box 1500 White Plains, NY 10602 (USA)), као и инклинометри: Baseline bubble inclinometer на бази гравитације, као и обични инклинометар (на слици 11). Инклинометрима се мерио степен унутрашње и спољне ротације кука као и инклинацијски углови сегмената кичменог стуба, који карактеришу лумбалну лордозу и торакалну кифозу. Обично је мерење вршено са једним од инклинометара и контролисано дигиталним инклинометром. У случају да се мере разликују за више од 0.5 степени, онда је мерење вршено трећим инклинометром и поновљено дигиталним инклинометром.



Слика 11. Инклинометри. (Слика преузета из личне архиве).

3.2.4 Висиномер и вага

За мерење телесне висине и телесне масе коришћена је стандардна вага са висиномером произвођача ТИМ Загреб која је у свакодневној употреби у установи у којој је вршено истраживање.

Индекс телесне масе (ИТМ) (engl. body mass index BMI) је рачунат на стандардан начин, као мера телесне масе у килограмима подељена са мером телесне висине у метрима, на квадрат [84].

$$\text{ИТМ} = \text{маса тела (кг)} / (\text{телесна висина})^2 \text{ [м}^2\text{]}.$$

3.3 Описи мерења

Напомена код мерења изометријске снаге мишића:

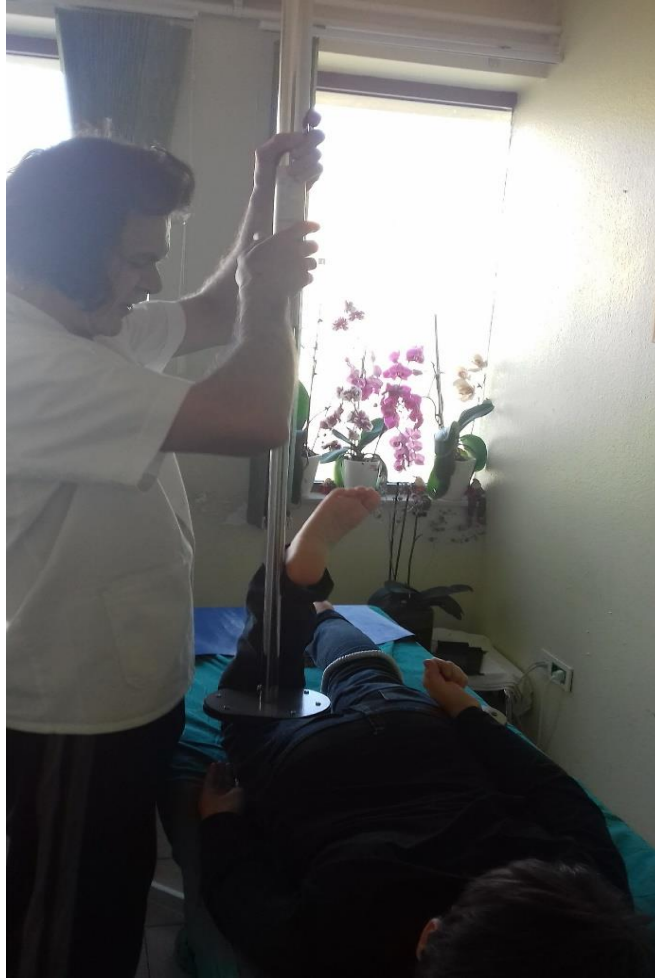
Код сваке мишићне групе извршено је три мерења са сваке стране трупа (код мишића екстензора и абдуктора кука, мишићних група где су доминантан мишић доњи трапезасти мишић, предњи зупчasti мишићи спољашњи и унутрашњи ротатори кука) и узет је просек, а затим просек леве и десне стране нормализован телесном масом учесника. Тако је добијена релативна изометријска снага. Та вредност је коришћена у статистичким анализама. Код мерења изометријске снаге горњих абдоминалних мишића и мерења снаге групе мишића, где је доминантан мишић опружач леђа такође су извршена три мерења и узет је просек који је нормализован телесном масом учесника (релативна изометријска снага) и он је коришћен у статистичким анализама. Релативна изометријска снага се користи јер мишићи служе, у ширем смислу, за померање тела која има одређену масу. Старија деца, веће телесне масе, ће по правилу имати и снажније мишиће, а посматра се ова релативна мера да би се снага мишића могла поредити међу децом свих посматраних узраста. За јединицу мерења изометријске снаге мишића коришћен је њутн (N) (који одговара јединици силе од приближно 0.1 кг), а јединица релативне изометријске снаге је њутн по килограму N/кг.

3.3.1 Опис мерења јачине екстензора кука

Мерење јачине екстензора кука се радило у прон положају са коленом савијеном 90^0 и куком у неутралном положају, са динамометром постављеним на задњу страну дисталног дела натколенице (Слике 12 и 13). У почетном положају (Слика 12) испитаник лежи у прон положају и динамометар је намештен на задњу страну дисталног дела натколенице. Затим испитаник добија инструкцију да савије ногу у колену и да максималном снагом, око 3 секунде, гура ногом динамометар [85] (Слика 13). У овом положају најактивнији мишић је велики седални мишић [86].



Слика 12. Почетни положај за мерење екстензора кука. (Слика преузета из личне архиве)



Слика 13. Мерење екстензора кука. (Слика преузета из личне архиве).

3.3.2 Опис мерења снаге групе мишића, где је доминантан мишић опружач леђа

Мерење снаге групе мишића са опружачем леђа је било рађено у позицији на шакама и коленима. Колена су била савијена под углом од 90 степени, једна рука на кревету а друга испружена са стегнутом шаком, паралелна са подом (Слика 14). Дигитални динамометар је био постављен на проксималну фалангу дорзума другог, трећег, четвртог и петог прста, паралелно са положајем руке. Испитаник је добио упутство да гурне динамометар ка напред, максималном могућом снагом, око 3 секунде. Према [86], торакални мишић опружач леђа је најактивнији мишић у овом положају.



Слика 14. Мерење снаге групе мишића са мишићем опружачем леђа. (Слика преузета из личне архиве).

3.3.3 Опис мерења јачине мишићне групе са доминантним предњим зупчастим мишићем

Мерење јачине мишићне групе са доминантним предњим зупчастим мишићем је било рађено као што је описано у [87] (слика 15), у седећој позицији на стабилној столици са лумбалном потпором, али без скапуларне потпоре. Испитаници су добили инструкције да подигну руку која се тестира, у скапуларној равни, тако да раме буде 90° у флексији и лакат такође 90° у флексији. Дигитални динамометар је био постављен на олекранон (lat. olecranon) и испитаник је вршио аксијални притисак на динамометар, максималном снагом, у трајању од 3 секунде.



Слика 15. Мерење мишићне групе са доминантним предњим зупчастим мишићем (слика преузета из личне архиве).

3.3.4 Опис мерења изометријске снаге мишићне групе где је доминантан доњи трапезоидни мишић

Мерење изометријске снаге мишићне групе где је доминантан доњи трапезоидни мишић је било вршено у позицији "prone row" [88] (слика 16). Испитаници су лежали у прон положају са раменима у неутралном положају и лактовима подигнутим уз тело и савијеним 90° . Динамометар је био постављен на надлактицу и испитаник је гурао динамометар према горе максималном снагом у трајању од 3 секунде.



Слика 16. Мерење мишићне групе са доминантним доњим трапезоидним мишићем (слика преузета из личне архиве).

3.3.5 Опис мерења изометријске снаге абдуктора кука

Мерење изометријске снаге абдуктора кука вршено је у лежећем положају, са доњим екстремитетима у неутралном положају (Слика 17). Дигитални динамометар је био постављен 5 цм изнад латералног малеолуса [89,90].



Слика 17. Мерење изометријске снаге абдуктора кука (Слика преузета из личне архиве).

Испитаници су добили инструкције да померају ногу на страну и тако врше притисак на динамометар максималном снагом у трајању од 3 секунде.

3.3.6 Опис мерења изометријске снаге горњих абдоминалних мишића

Мерење изометријске снаге горњих абдоминалних мишића се спроводило у лежећем положају тако да је горњи део тела на постољу под углом 25° [91] (слика 18). Ноге су лежале водоравно на постољу, са малим јастуком постављеним испод колена а руке опуштене. Динамометар је био постављен централно преко грудне кости тако да је горња ивица динамометра на горњој ивици грудне кости. Испитаници су добили инструкције да подижу горњи део тела вршећи притисак на динамометар, максималном снагом, у трајању од 3 секунде. Мерење је вршено само у једној позицији.



Слика 18.

Мерење изометријске снаге горњих абдоминалних мишића (слика преузета из личне архиве).

3.3.7 Опис мерења изометријске снаге спољашњих ротатора кука

Мерење изометријске снаге спољашњих ротатора кука мерило се у седећем положају тако да је труп био под углом од 90 степени у односу на бутине и колена под углом од 90 степени у односу на бутине тако да су кукови у неутралном положају (као на слици 19) [92,93,94]. Динамометар је био постављен на 2 цм удаљен проксимално од врха медијалног малеолуса. Испитаници су добили инструкције да врше што снажнији притисак на динамометар у трајању од 3 секунде.

Слика 19. Мерење изометријске снаге спољашних ротатора кука (преузето из личне архиве).



3.3.8 Опис мерења изометријске снаге унутрашњих ротатора кука

Мерење изометријске снаге унутрашњих ротатора кука мерило се у идентичном положају као и за спољашње ротаторе: у седећем положају тако да је труп био под углом од 90 степени у односу на бутине и колена под углом од 90 степени у односу на бутине тако да су кукови у неутралном положају (као на слици 20) [94,95,96]. Динамометар је био постављен на 2 цм проксимално од латералног малеолуса. Испитаници су добили инструкције да врше што снажнији притисак на динамометар у трајању од 3 секунде.



Слика 20. Мерење изометријске снаге унутрашњих ротатора кука (преузето из личне архиве).

3.3.9 Опис мерења степена унутрашње и спољне ротације кука

Степен унутрашње и спољне ротације кука (спољашњи и унутрашњи ротатори кука) мерени је у седећем положају са куком и коленом под углом од 90° [97]. Почетни положај за оба мерења је био седећи положај, са потколеницама које висе и тежином једнако распоређеном на обе стране (Слике 21 и 22). Испитаник је добио инструкције да ротира потколеницу медијално и латерално расположивим распоном покрета држећи натколеницу у миру и померајући ногу, стопало и глежањ медијално (или латерално). Током мерења испитивач је руком стабилизовао натколеницу на столу. Инклинометром су се мерили углови у максималном положају.



Слика 21. Мерење унутрашње ротације кука (Слика преузета из личне архиве).

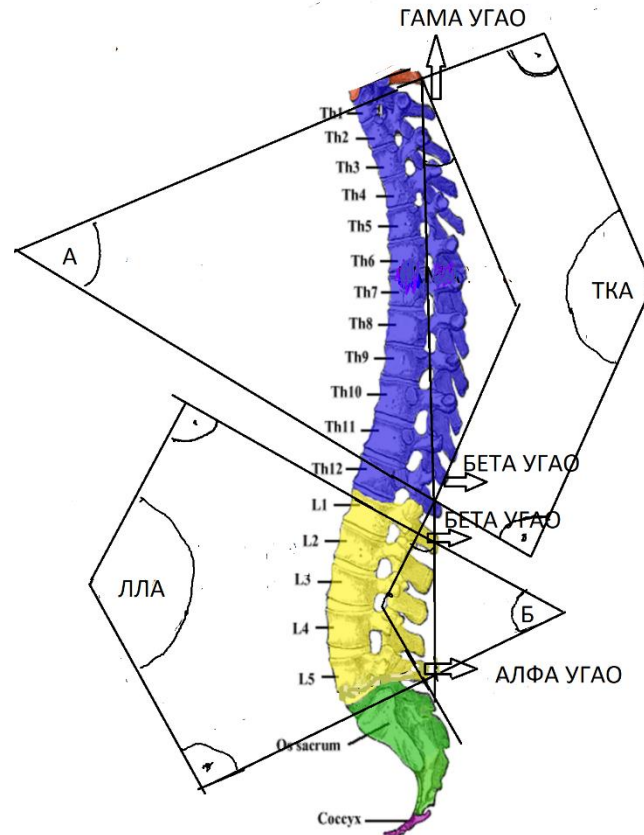


Слика 22. Мерење спољашње ротације кука. (Слика преузета из личне архиве).

Степен унутрашње ротације кукова који се користио за анализе је просек степена унутрашње ротације кукова на левој и десној страни.

Степен спољашње ротације кукова који се користио за анализе је просек степена спољашње ротације кукова на левој и десној страни.

3.3.10 Мерење инклинацијских углова сегмената кичменог стуба



Слика 23. Углови ЛЛА и ТКА

Дигиталним инклинометром мерили су се и инклинацијски углови сегмената кичменог стуба, који карактеришу лумбалну лордозу и торакалну кифозу (алфа, бета, гама углови као и ТКА (угао торакалне кифозе) и ЛЛА (угао лумбалне лордозе)) [33,34,35] (Слике 23, 24). Углови алфа, бета и гама мерили су се дигиталним инклинометром у природном усправном стојећем положају са рукама које слободно висе уз тело.

Алфа угао је инклинацијски угао лумбосакралног дела кичменог стуба. Одређује се постављањем дигиталног гравитационог инклинометра између првог грудног пршљена S1 и најдубљег места лордозе. Најдубље место лордозе одређивано је

клинички као место највећег удубљења слабинског дела леђа у средњој линији (Слика 24).

Бета угао је инклинацијски угао тораколумбалног дела кичменог стуба. Одређује се постављањем дигиталног инклинометра тако да средина инклинометра буде на месту прелаза између лордозе у кифозу. Одређивање места поставке инклинометра је вршено клиничким прегледом (Слика 24).

Гама угао је угао горњег торакалног дела кичменог стуба. То је угао који се одређује постављањем дигиталног инклинометра између пршљена С7 и врха кифозе (Слика 24). Врх кифозе је место највећег испупчења грудног дела трупа и одређиван је клиничким прегледом.

Угао лумбалне лордозе (ЛЛА) и угао торакалне кифозе (ТКА) су се рачунали на следећи начин [33,34,35]:

$$\text{ЛЛА} = 180^\circ - \text{АЛФА} - \text{БЕТА}$$

$$\text{ТКА} = 180^\circ - \text{ГАМА} - \text{БЕТА} \text{ (Слика 23).}$$

Тако да су према нотацији из радова [33,34,35] угао лумбалне лордозе (ЛЛА) и угао торакалне кифозе (ТКА) суплементни угловима лумбалне лордозе (угао Б на слици 23).и торакалне кифозе (угао А на слици 23) који се такође јављају у литератури [26,38,39,40].

Дакле, постоји следећа веза између углова А и ТКА, као и Б и ЛЛА:

$$\text{ЛЛА} = 180^\circ - \text{Б}$$

$$\text{ТКА} = 180^\circ - \text{А}$$



Слика 24. Мерење инклинацијских углова кичменог стуба у стојећем ставу (редом: АЛФА, БЕТА и ГАМА). Слика преузета из [34] према Creative Commons Attribution 4.0 International License.

3.3.11 Опис мерења положаја лумбалних сегмената кичменог стуба у максималној екстензији - мерење постојања дискинезије

Инерцијалним сензорима се мерио положај лумбалних сегмената кичменог стуба у максималној екстензији. Сензори су се еластичном траком причврестили на леђима, СЕНЗОР 1 на позицији другог сакралног пршљена (S2), СЕНЗОР 2 на позицији трећег лумбалног пршљена (L3) и СЕНЗОР 3 на позицији 11. торакалног пршљена (Th11), (као на слици 25).

Сензори су се постављали на лумбални, торакални и сакрални део да би се утврдило померање тих делова, а Th11, L3 и S2 пршљенови су одређени палпаторно, као репрезентативни пршљениви за те сегменте кичменог стуба, и свим испитаницима сензори су бити стављени баш на те пршљенове (Слика 25). Положај се одређивао палпацијом трнастих наставка, од S1 наниже до S2 и навише.



Слика 25: Места постављања инерцијалних сензора на слабинску кичму (Слика преузета из личне архиве).



Слика 26 Мерење положаја сегмената кичменог стуба у максималној екстензији. (Слика преузета из личне архиве)

Сензори су мерили положај и покретљивост тих пршљенова до максимално изводљиве екстензије (слика 26), до почетка осећаја благог затезања, када се тест заустављао. Промена положаја мерена је у угловима ротације око оса x , y и z (осе су представљене на Слици 8). За мерење смо користили три инерцијална сензора са положајима као на Слици 25 (СЕНЗОР1 (C1), СЕНЗОР2 (C2) и СЕНЗОР 3(C3)), са правцем где је x оса нагоре. На тај начин је угао екстензије у положају сензора био угао ротације око осе y (медијално-бочно), израчунато помоћу кватерниона. Како је постављен сензор (Слика 25), позитивни угао је означавао кретање уназад (ротацију уназад), а негативни угао кретање напред (ротацију унапред). Сва ова мерења су неинвазивна, без оштећења интегритета коже и ношења бола испитаницима. Нису се спроводила мерења са РТГ да би се мерили степени лордозе и кифозе, јер РТГ зрачење деце без јасних медицинских индикација није хумано .

3.3.12 Томас (engl. Thomas) тест (илиопсоас (engl. iliopsoas) тест)

Циљ Томас теста [98] је да се измери флексибилност флексора кукова који поред групе мишића илиопсоаса који је састављен од великог псоаса и илијакуса (lat. m. psoas major, m. iliacus) укључује и мишиће lat. rectus femoris, lat. m. pectineus, lat. m. gracilis, мишић затезач лигамената бутине (lat. tensor fasciae latae) и кројачки мишић (lat. m. sartorius).

Тест се спроводио тако што је испитаник лежао на леђима на столу за преглед и држи колена на грудима, док другу ногу исправља на столу. Ако је илиопсоас скраћен или је присутна контрактура, доњи екстремитет на захваћеној страни неће моћи у потпуности да се испружи, и тада је Томас тест позитиван. У овој студији није се мерио угао флексије у куку у случајевима где је постојала контрактура, већ се констатовало да ли је тест позитиван или негативан (Слике 27 и 28).



Слика 27. Негативан Томас тест. (Слика преузета из личне архиве).



Слика 28. Позитиван Томас тест. (Слика преузета из личне архиве)

3.4 Процедура мерења

Тестирање деце спортиста је почињало антропометријским мерењима (телесна висина и телесна маса) уз помоћ висиномера и ваге. Измерени су и забележени узраст, висина и телесна маса учесника, као и број часова тренинга недељно и број година тренинга.

Након тога извршена су мерења инклинометром алфа, бета и гама углова. Мерења су вршена два пута са два инклинометра и по потреби и са трећим, и те мере су забележене. Мерења су вршена у усправном ставу са горњим удовима који су слободно висили уз тело.

Након тога, учесници су урадили вежбу загревања. Изометријска снага 8 мишићних група мерена је дигиталним динамометром са спољном фиксацијом каиша и преносним уређајем за стабилизацију. За мерење сваке мишићне групе поштован је следећи протокол. Пре сваке контракције мишића, учесници су добили упутство да нормално удахну и полако издахну током пробног покрета (контракције). За свако мерење урађено је једно снажно (субмаксимално) испробавање како би се учесници упознали са поступком тестирања и тачном позицијом тестирања. Затим су учесници замољени да направе максималну контракцију у трајању од 3 секунде и то је измерено. Након тестирања, учесници су питани да ли су дали максималан напор, а у случају негативног одговора, мерење се поновило (а претходни резултати тестирања одбацили). У анализи података коришћен је просек између три прихваћена мерења. Двадесет секунди одмора је дато између сваког одвојеног мерења, а 5 минута одмора између два различита мерења. Мерења изометријске снаге мишића рађена су следећим редом: мишићне групе са доминантним доњим трапезастим мишићем, затим су мерени екстензори кука, па абдуктори кука, мишићна група са доминантним мишићем опружачем леђа, мишићне групе са доминантним предњим зупчастим мишићем, мишићна група трбушних мишића и на крају спољашњи па унутрашњи ротатори кука.

Након мерења изометријске снаге мишића мерена је унутрашња па спољашња ротација кукова. Након тога рађен је Томас тест.

Након тога учесницима је показан положај и они су прво урадили екстензију тела без сензора. Тада су учеснику у стојећем положају палпирани трнасти наставци 11. торакалног пршљена, трећег лумбалног пршљена и другог сакралног пршљена и причвршћени су сензори на њих. Учесници су замољени да ураде максималну екстензију три пута, а све информације сензора у екстензији су одвојено снимљени. Тада су учесници питани да ли су осећали бол и током екстензије и да ли понекад имају бол у доњем делу леђа, и подаци су забележени.

Критеријуми за прекид свих мерења и избацивања учесника из студије били су неуспех у одржавању исправног положаја (у било ком мерењу) или јача бол или нелагодност током мерења након 3 понављања. По завршетку тестирања, родитељи су добијали повратну информацију о налазима код свог детета и по потреби им је дат савет.

3.5 Обрада података који су одређени сензорима

Инерцијални сензори дају 3-Д информације о оријентацији, које су изражене у облику кватерниона и положај сензора је у сваком тренутку потпуно дефинисан том информацијом. Кватернион је математички објекат који је одређен са 4 броја од којих је први број скалар, а други, трећи и четврти је вектор [83].

Свака оријентација у 3-Д простору једног референтног система (А) у односу на други референтни систем (В) може да се представи кватернионом. Преко кватерниона се на једнозначан начин може представити положај у простору у односу на неку референтну тачку. Фреквенција која се користи је 100 мерења у секунди.

Први корак у прорачунима био је израчунавање промене положаја сензора из почетног у сваки следећи положај изражен у кватернионима. Други корак је био израчунавање из промене положаја у кватернионима у промену положаја у степенима у сваком од три правца. Следе формуле које су коришћене у прорачунима [83,99].

Нека је (O_1, O_2, O_3, O_4) кватернион почетног положаја (положај сензора на слици кад је дете у усправном положају). Затим дете улази у екстензију и сензори мере промену положаја.

Q_1 је реални део кватерниона.

Кватернион положаја и означен је са (A_i, B_i, C_i, D_i) . Кватернион који приказује разлику између почетног положаја и положаја i означава се са $(Q_{1i}, Q_{2i}, Q_{3i}, Q_{4i})$ и израчунава се на следећи начин:

$$Q_{1i} = O1 \cdot A_i - O2 \cdot B_i - O3 \cdot C_i - O4 \cdot D_i;$$

$$Q_{2i} = O1 \cdot B_i + O2 \cdot A_i - O3 \cdot D_i + O4 \cdot C_i;$$

$$Q_{3i} = O1 \cdot C_i + O2 \cdot D_i + O3 \cdot A_i - O4 \cdot B_i;$$

$$Q_{4i} = O1 \cdot D_i - O2 \cdot C_i + O3 \cdot B_i + O4 \cdot A_i.$$

У наставку дајемо формуле којима се разлика у положају из кватерниона преноси у степене:

$$X_i = \frac{2 \cdot 57.296 \cdot \arccos(Q_{1i}) \cdot Q_{2i}}{\sqrt{1 - Q_{1i}^2}}$$

$$Y_i = \frac{2 \cdot 57.296 \cdot \arccos(Q_{1i}) \cdot Q_{3i}}{\sqrt{1 - Q_{1i}^2}}$$

$$Z_i = \frac{2 \cdot 57.296 \cdot \arccos(Q_{1i}) \cdot Q_{4i}}{\sqrt{1 - Q_{1i}^2}}$$

X_i је промена положаја у правцу лево / десно.

Y_i је промена положаја у правцу напред / назад.

Z_i је ротациона промена положаја.

3.6 Статистичка обрада података

За статистичку обраду су се користили програми Dell Inc. (2016) Dell Statistica (data analysis software system), version 13. software.dell.com и MedCalc Statistical Software version 18.2.1 (MedCalc Software bvba, Ostend, Belgium; <http://www.medcalc.org>; 2018), као и Rotation Converter, MIT license, Copyright (c) 2016 A. Gaschler. Такође се користио и Microsoft Excel за преузимање података са Inertia студија и додатну обраду података.

Од статистичких анализа радила се дескриптивна статистика (апсолутне вредности и проценти, аритметичка средина и медијана, минималне и максималне вредности, интервали поверења за аритметичку средину и интервали поверења за медијану), Студентов t-тест, Welch-ов тест, Mann Whitney U тест, χ^2 тест, регресиона анализа (логистичка регресија и вишеструка линеарна регресија) и одређивали су се коефицијенти корелације (Пирсонов коефицијент корелације, point biserial коефицијент корелације) и коефицијенти Phi асоцијације између бинарних променљивих.

Пре извршења сваке од статистичких анализа прво се вршила провера да ли су испуњени услови за ту анализу. Такође, урађена је анализа моћи и утврђено је да је величина узорка одговарајућа за све статистичке анализе које су вршене. Код упоређивања две групе прво се вршила провера нормалности и једнакости варијансе. Уколико је била испуњена нормалност и једнакост варијансе у обе групе, онда се радио Студентов t-тест. Уколико је била испуњена нормалност, али не и услов једнакости варијансе, онда се спроводио Welch-ов тест за проверу једнакости аритметичких средина. Уколико услов нормалности није био испуњен или уколико су узорци били релативно мали (поређење две групе девојчица или две групе дечака) у том случају се за упоређивање спроводио Mann Whitney U тест.

χ^2 тест се користио за утврђивање да је бол у леђима независан од пола у испитиваној групи, као и за поређење структуре спортова у групи са болом у леђима и контролној групи.

Пирсонов коефицијент корелације се користио за утврђивање линеарне корелације између две непрекидне променљиве.

Point biserial коефицијент корелације се користио за утврђивање корелације између једне непрекидне променљиве и једне бинарне променљиве.

Phi коефицијент је мера асоцијације између две бинарне променљиве.

За дате две бинарне променљиве X и Y, нека је a број случајева кад је X=0 и Y=0, затим b број случајева када је X=1 и Y=0, c број случајева када је X=0 и Y=1 и d број случајева када је X=1 и Y=1.

Тада се Phi коефицијент рачуна као:

$$Phi = \frac{ad - bc}{\sqrt{(a + b)(c + d)(a + c)(b + d)}}$$

Бинарне променљиве које су се користиле у истраживању су следеће:

1. Променљива Б која има вредност 1 ако је бол у максималној екстензији присутан, а има вредност 0 ако бол није присутан.
2. Променљива Д која има вредност 1 ако је присутна дискинезија лумбалног сегмента кичменог стуба у екстензији, а има вредност 0 ако дискинезија лумбалног сегмента кичменог стуба није присутна. У физиолошкој екстензији трупа лумбални сегмент кичменог стуба се помера у назад, а дискинезија лумбалног сегмента у екстензији је кретање овог сегмента кичменог стуба у напред.
3. Променљива Т која има вредност 1 ако је Томасов тест позитиван, а има вредност 0 ако је Томасов тест негативан. Томасов тест је позитиван ако не постоји довољна флексибилност флексора кукова, односно ако је m.iliopsoas скраћен.
4. Променљива А која има вредност 1 ако је АЛФА угао већи или једнак од 20 степени, а има вредност 0 ако је АЛФА угао мањи од 20 степени. АЛФА угао је угао који заклапа линија која спаја први сакрални пршљен (S₁) и најдубље место лумбалне лордозе (LL на Слици 2) са вертикалном линијом. Узима се да је АЛФА већи од 20 степени, јер је у претходној студији [51], 20 степени одређено као гранична вредност за постојање дискинезије лумбалног

сегмента кичменог стуба у екстензији (односно, ако је АЛФА веће од 20 степени, тада је вероватноћа да ће постојати дискинезија лумбалног сегмента кичменог стуба у екстензији већа од 50%).

Phi коефицијентом је утврђена мера асоцијације између ових бинарних променљивих.

Сви резултати у овом раду су приказани табеларно и графички уз одговарајуће текстуалне коментаре.

Одређен је модел логистичке регресије за бол у леђима, као и генерализовани регресиони модели за углове лумбалне лордозе и торакалне кифозе.

Логистичка регресија је метода која анализира ефекат групе независних променљивих на посматрани исход (у овом случају присуство бола при максималној екстензији). У оквиру те методе бира се најмањи број независних променљивих које најбоље објашњавају исход [100]. Логистичка регресија служи и за предвиђање исхода, рецимо у овом случају може да служи да се предвиди да ли ће дете са неким карактеристикама (вредностима променљивих) имати бол у леђима.

Логистичка регресија може да открије и утицај сваке од променљивих док се друге фиксирају [100]. Постоји више различитих стратегија за прављење модела логистичке регресије: директан (који убацује на почетку све независне променљиве одједном), секвенцијалан (где се променљиве узимају по неком одређеном реду и сами на почетку одредимо приоритет променљивих) и модел по корацима (stepwise logistic regression), где се по статистичким критеријумима аутоматски променљиве убацују или враћају у модел у циљу одређивања најбољег модела [100]. У овој студији је коришћен модел по корацима зато што нисмо имали почетну хипотезу које променљиве су важније од других.

Да бисмо одредили овај модел, као зависну смо бирали променљиву која представља присуство бола у екстензији, а као почетне независне променљиве смо узимали оне које имају коефицијент корелације са овом променљивом $r > 0.5$, односно за које постоји значајна разлика у групи са болом и без бола. Као почетне променљиве узимали смо АЛФА угао, ЛЛА угао, снагу екстензора кука, индекс телесне масе и положај сензора С2, при чему смо водили рачуна да избегнемо мултиколинearност, односно високу линеарну корелацију између неких од

независних променљивих. Користили смо логистичку регресију по корацима (stepwise logistic regression) са варијантом case-control узорковања (пошто је ова студија била case-control типа).

У методи вишеструке линеарне регресије испитује се утицај величине промене независне променљиве на величину промене зависне променљиве величине [101].

Слично као код логистичке регресије, вишеструка линеарна регресија је метода која анализира ефекат групе независних променљивих на посматрану вредност зависне променљиве (у овом случају угао лумбалне лордозе). У оквиру те методе бира се најмањи број независних променљивих које најбоље објашњавају зависну променљиву. Линеарна регресија служи и за предвиђање исхода, у овом случају служи да може да се предвиди степен лумбалне лордозе у односу на вредности независних променљивих. Разлика између логистичке регресије и вишеструке линеарне регресије је да је променљива код логистичке регресије бинарна (вредности су 0 и 1: нпр. нема бола или има бола), односно логистички модел моделира вероватноћу реализације неког догађаја, рецимо у овом случају постојање лумбалног бола приликом екстензије трупа.

Као и код логистичке регресије, постоји више различитих стратегија за прављење модела вишеструке линеарне регресије. У овој студији је коришћен модел по корацима зато што је аутоматизован [101]. У овом моделу вишеструке линеарне регресије као зависну променљиву бирамо угао лумбалне лордозе (ЛЛА), а као почетне независне променљиве узимамо оне које имају коефицијент корелације са овом променљивом $r > 0.5$, и оне које по литератури утичу на ЛЛА угао. Као почетне променљиве узимамо оне променљиве које су у високој су корелацији са променом угла ЛЛА.

Користимо вишеструку регресију „по корацима“ (stepwise regression) где се избацивање зависних променљивих из модела и убацивање у модел врши аутоматизовано, у односу на статистичке критеријуме.

Поред овог модела, правили смо и модел вишеструке линеарне регресије где смо као зависну променљиву бирали угао торакалне кифозе (ТКА), а као почетне независне

променљиве узимамо оне променљиве које имају коефицијент корелације са овом променљивом $r > 0.5$, и оне које по литератури утичу на ТКА угао.

И у овом моделу смо водили рачуна да избегнемо мултиколинеарност, односно високу линеарну корелацију између неких од независних променљивих.

Статистички значајном разликом се сматрала вредност нивоа значајности p мања од 0,05 ($p < 0,05$).

Корелација је **јак** **висока** ако је коефицијент корелације био по апсолутној вредности 0.7 или више.

Корелација је **висока** ако је по апсолутној вредности од 0.5 до 0.7.

Корелација је **средња** ако је између 0.3 и 0.5 по апсолутној вредности.

Корелација је **ниска или не постоји** ако је између 0 и 0.3 по апсолутној вредности.

4. Резултати

4.1 Карактеристике учесника студије

У студији је учествовало 124 деце од 9 до 14 година, од којих је било 40 девојчица (32.3%) и 84 дечака (67.7%) (График 1.)

График 1: Расподела учесника студије према полу.



Просечна старост учесника у целом узорку била је 12.04 ± 1.70 (године \pm СД). Најмлађи учесник је имао 9, а најстарији 13 година (детаљније у Табели 1). Просечна старост девојчица које су учествовале у студији је била 12.15 ± 1.49 (године \pm СД), а дечака 11.99 ± 1.79 (године \pm СД) (детаљније у Табели 3 и Табели 5).

Остале карактеристике испитаника као што су висина, телесна маса, индекс телесне масе (ИТМ) (енглески body mass index – ВМІ), године тренирања, број сати тренинга недељно и спортови које су учесници тренирали дати су у Табелама 1 и 2 за све учеснике, у Табелама 3 и 4 за девојчице и у Табели 5 и 6 за дечаке.

Табела 1: Карактеристике учесника (укупно)

учесници n=124	просек	Стандардна девијација	95% интервал поверења	минимум	максимум
године	12.04	1.70	11.74-12.34	9	14
висина цм	158.29	18.15	155.06-161.52	120	191
телесна маса кг	50.96	16.20	48.08-53.84	22	100
ИТМ	19.77	3.23	19.19-20.34	13.20	34.60
	медијана		95% интервал поверења за медијану	минимум	максимум
године тренирања	5		4-5	1	10
часови тренирања недељно	4		3-4	3	10

ИТМ - индекс телесне масе

Табела 2. Врсте спортова којима се баве учесници

Спортови n=124	n
фудбал	29
кошарка	21
хокеј на леду	19
борилачки спортови	17
одбојка	13
балет и плес	7
атлетика	5
остали спортови и два спорта	13

У табели су дати бројеви учесника студије који су се бавили наведеним спортовима. Неки учесници су се бавили са по два спорта, а остали спортови, којима су се бавили по 1 или 2 учесника су били пливање, гимнастика, рукомет, веслање, ватерполо и јахање.

График 2. Расподела свих учесника по спортовима



Табела 3. Карактеристике учесника (девојчице)

учесници n=40	просек	стд.дев.	95% интервал поверења	минимум	максимум
године	12.15	1.49	11.67-12.63	9	14
висина цм	158.85	13.32	154.59-163.11	127	178
телесна маса кг	52.10	13.26	47.86-56.36	24	82
ИТМ	20.29	3.12	19.29-21.29	13.20	28.04
	медијана		95% интервал поверења за медијану	минимум	максимум
године тренирања	4		3.34-5	1	10
часови тренирања недељно	4		3-4	3	9

ИТМ - индекс телесне масе

Табела 4. Врсте спортова којима се баве испитиване девојчице

спортови n=40	n
одбојка	12
балет и плес	7
кошарка	6
хокеј	5
фудбал	4
атлетика	3
остали спортови и два спорта	3

У табели су дати бројеви девојчица које су се бавили наведеним спортовима. Једна учесница се бавила са два спорта, а остали спортови, којима се бавила по 1 учесница су били пливање и гимнастика.

График 3. Расподела девојчица по спортовима



Табела 5. Карактеристике учесника (дечаци)

учесници n=84	просек	стд.дев.	95% интервал поверења	минимум	максимум
године	11.99	1.79	11.60-12.38	9	14
висина цм	158.02	20.11	153.66-162.39	120	191
телесна маса кг	50.41	17.47	46.63-54.21	22	100
ИТМ	19.51	3.27	18.46-20.04	14.08	34.60
	медијана		95% интервал поверења за медијану	минимум	максимум
године тренирања	5		4-5	1	9
часови тренирања недељно	4		3-4	3	10

ИТМ - индекс телесне масе

Табела 6. Врсте спортова којима се баве испитивани дечаки

спортови n=84	n
фудбал	25
кошарка	15
хокеј на леду	14
борилачки спортови	17
одбојка	1
атлетика	2
остали спортови и два спорта	10

У табели су дати бројеви учесника студије - дечака који су се бавили наведеним спортовима. Неки учесници су се бавили са по два спорта, а остали спортови, којима су се бавили по 1 или 2 учесника су били пливање, рукомет, веслање, ватерполо и јахање.

График 4. Расподела дечака по спортовима



4.2.1 Карактеристике групе са болом у леђима - испитивана група деце

У групи са болом у леђима укупно је било 62 учесника (22 девојчице и 40 дечака), а у контролној групи такође 62 учесника (18 девојчица и 44 дечака). Бол у леђима је у овој групи независан од пола (Хи-квадрат тест), $X^2(1, N = 124) = 0.59$, $p = 0.56$. Просечна старост деце у групи са болом у леђима је 12.10 ± 1.64 (године \pm СД). Остали подаци о деци из групе са болом у леђима: висина, телесна маса, индекс телесне масе (ИТМ), године тренирања, број сати тренинга недељно и спортови које су учесници тренирали дати су у Табелама 7 и 8.

Табела 7. Карактеристике групе са болом у леђима при екстензији трупа

група са болом у леђима n=62	просек	стд.дев.	95% интервал поверења	минимум	максимум
године	12.10	1.64	11.68-12.51	9	14
висина цм	158.48	15.71	154.49-162.47	126	189
телесна маса кг	53	15.89	48.96-57.04	24	100
ИТМ	20.64	3.62	19.72-21.56	13.20	34.60
	медијана		95% интервал поверења за медијану	минимум	максимум
године тренирања	5		4-6	1	10
часови тренирања недељно	4		3-4	3	9

Табела 8. Врсте спортова којима се баве деца са болом у леђима

спортови n=62	n
фудбал	15
кошарка	9
хокеј на леду	11
борилачки спортови	8
одбојка	6
балет и плес	2
атлетика	4
остали спортови и два спорта	7

График 5. Расподела по спортовима у групи са болом у леђима при екстензији трупа (62 учесника)



4.2.2 Карактеристике контролне групе

У контролној групи је било 62 деце (18 девојчица и 44 дечака). Просечна старост деце у контролној групи је 11.98 ± 1.77 (године \pm СД).

Остали подаци о деци из контролне групе: висина, телесна маса, индекс телесне масе (ИТМ), године тренирања, број сати тренинга недељно и спортови које су учесници тренирали дати су у Табелама 9 и 10.

Табела 9. Карактеристике контролне групе

контролна група n=62	просек	стд.дев.	95% интервал поверења	минимум	максимум
године	11.98	1.77	11.53-12.43	9	14
висина цм	158.10	20.42	152.91-163.28	120	191
телесна маса кг	48.92	16.37	44.76-53.08	22	80
ИТМ	18.88	2.53	18.24-19.53	14.08	24.46
	медијана	стд.дев.	95% интервал поверења за медијану	минимум	максимум
године тренирања	5		4-5	1	9
часови тренирања недељно	4		3-5	3	10

Табела 10. Врсте спортова којима се бави контролна група

спортови n=62	n
фудбал	14
кошарка	12
хокеј на леду	8
борилачки спортови	9
одбојка	7
балет и плес	5
атлетика	1
остали спортови и два спорта	6

График 6. Расподела по спортовима у контролној групи (62 учесника).

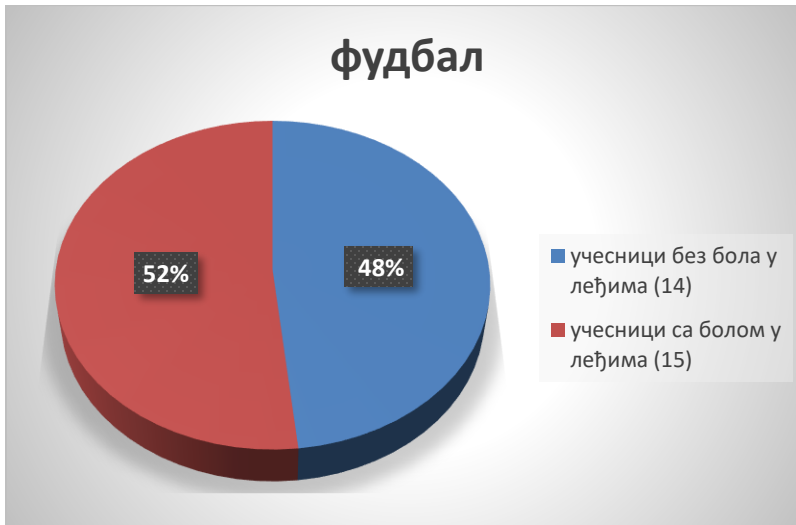


4.2.3 Илустрација група у односу на појединачне спортове

У наредних неколико графика дата је илустрација група са и без болова у леђима приликом екстензије трупа, који тренирају појединачне спортове.

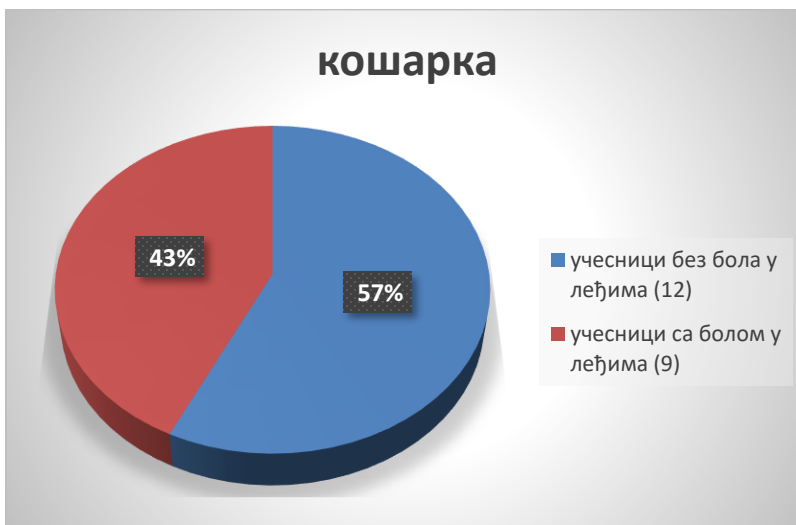
4.2.3.1 Фудбал (n=29)

График 7. Подела групе која тренира фудбал у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије



4.2.3.2 Кошарка (n=21)

График 8. Подела групе која тренира кошарку у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије



4.2.3.3 Хокеј на леду (n=19)

График 9: Подела групе која тренира хокеј на леду у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије



4.2.3.4 Борилачки спортови (n=17)

График10. Подела групе која тренира борилачке спортове у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије



4.2.3.5 Одбојка (n=13)

График 11. Подела групе која тренира одбојку у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије



4.2.3.6 Балет и плес (n=7)

График 12. Подела групе која тренира балет и плес у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије



4.2.3.7 Атлетика (n=5)

График 13: Подела групе која тренира атлетику у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије



4.2.4 Поређење група према антропометријским особинама

Укупно је деце са болом у лумбалном делу леђа приликом екстензије трупа било 62 (испитивана група), а деце без бола у леђима у лумбалном делу приликом екстензије је такође било 62 (контролна група).

Просечна старост деце у групи са болом у леђима је 12.10 ± 1.64 (године \pm СД), а просечна старост деце у контролној групи је 11.98 ± 1.77 (године \pm СД). Поређењем старости деце у групи са болом у леђима и у контролној групи није добијена статистички значајна разлика $t=0.369$, $p=0.71$.

Просечна висина деце са болом у леђима је 158.48 ± 15.71 (висина цм \pm СД), а просечна висина деце у контролној групи је 158.10 ± 20.42 (висина цм \pm СД). Поређењем висине деце у групи са болом у леђима и у контролној групи није добијена статистички значајна разлика $t=0.118$, $p=0.91$.

Просечна телесна маса деце са болом у леђима је 53 ± 15.89 (телесна маса кг \pm СД), а просечна телесна маса деце у контролној групи је 48.92 ± 16.37 (телесна маса кг \pm СД). Поређењем телесне масе деце у групи са болом у леђима и у контролној групи није добијена статистички значајна разлика $t=1.40$, $p=0.16$.

Вредности индекса телесне масе у групи са болом у леђима је 20.64 ± 3.62 (кг/м² \pm СД), а вредност индекса телесне масе у контролној групи био је 18.88 ± 2.52 (кг/м² \pm СД), што је статистички значајна разлика ($t=-3.133$, $p=0.0022$). Поређењем вредности индекса телесне масе у групи са болом у леђима и у контролној групи користећи Welch-test (који претпоставља неједнаке варијансе у групама, што је овде био случај), добијено је да је вредност индекса телесне масе статистички значајно већа у групи са болом у леђима од индекса телесне масе у контролној групи.

Просек година тренирања у групи деце са болом у леђима био је 4.84 ± 2.17 (године \pm СД), а у контролној групи деце просек година тренирања био је 4.48 ± 1.60 (године \pm СД). Поређењем година тренирања у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=0.561$, $p=0.58$.

Просек сати тренирања недељно у групи деце са болом у леђима био је 4.27 ± 1.61 (сати \pm СД), а у контролној групи деце просек сати тренирања недељно био је 4.52 ± 1.79 (сати \pm СД). Поређењем сати тренирања недељно у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=0.67$, $p=0.50$.

Поређењем структуре спортова у групи са болом у леђима и контролној групи Хи² тестом није добијена статистички значајна разлика у спортовима између две групе. $X^2=4.24$, $p=0.75$.

4.3.1 Поређење групе са болом у леђима и контролне групе (у групи са девојчицама) по антропометријским карактеристикама

Девојчица са болом у леђима приликом екстензије трупа било је 22, а девојчица без бола у леђима (контролна група) било је 18.

Поређења група девојчица у испитиваној и контролној групи рађена су Mann Whitney U тестом, јер су узорци релативно мали.

Просечна старост девојчица у групи са болом у леђима је 11.86 ± 1.70 (године \pm СД), а просечна старост девојчица у контролној групи је 12.50 ± 1.15 (године \pm СД). Поређењем старости девојчица у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=1.104$, $p=0.27$.

Просечна висина девојчица са болом у леђима је 155.14 ± 13.80 (висина цм \pm СД), а просечна висина девојчица у контролној групи је 163.39 ± 11.50 (висина цм \pm СД). Поређењем висине девојчица у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=2.643$, $p=0.06$.

Просечна телесна маса девојчица са болом у леђима је 50.73 ± 15.17 (телесна маса кг \pm СД), а просечна телесна маса девојчица у контролној групи је 53.78 ± 10.67 (телесна маса кг \pm СД). Поређењем телесне масе девојчица у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=0.639$, $p=0.52$.

Иако је индекс телесне масе код девојчица већи у групи са болом у леђима 20.60 ± 3.83 (кг/м² \pm СД), од индекса телесне масе у контролној групи девојчица 19.91 ± 1.98 (кг/м² \pm СД), поређењем Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=0.598$, $p=0.55$ између ове две групе.

Просек година тренирања у групи девојчица са болом у леђима био је 4.59 ± 2.68 (године \pm СД), а у контролној групи девојчица просек година тренирања био је 4.61 ± 1.38 (године \pm СД). Поређењем године тренирања девојчица у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=1.522$, $p=0.13$.

Просек сати тренирања недељно у групи девојчица са болом у леђима био је 3.86 ± 1.25 (сати \pm СД), а у контролној групи девојчица просек сати тренирања недељно био је 4.64 ± 1.64 (сати \pm СД). Поређењем сати тренирања недељно девојчица у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=1.79$, $p=0.07$.

Узорци су превише мали да би се користио X^2 тест за утврђивање разлике између расподеле спортова.

4.3.2 Поређење групе са болом у леђима и контролне групе (у групи са девојчицама) по спортовима

4.3.2.1 Расподела по спортовима у групи девојчица са болом у лумбалном делу леђа приликом екстензије трупа ($n=22$)

График 14: Распoдела по спортовима у групи девојчица са болом у леђима при екстензији трупа



4.3.2.2 Распoдела по спортовима у групи девојчица без бола у лумбалном делу леђа приликом екстензије трупа (n=18)

График 15: Распoдела по спортовима у контролној групи девојчица.

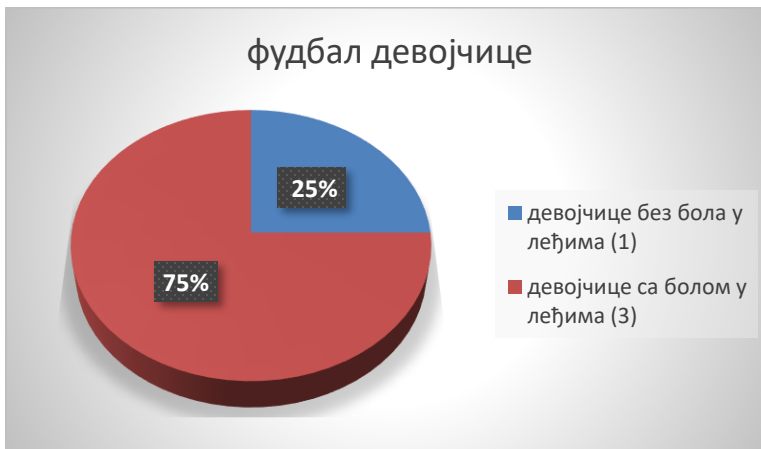


4.3.3 Илустрација група девојчица у односу на појединачне спортове

У наредних неколико графика дата је илустрација група девојчица са и без болова у леђима приликом екстензије трупа, који тренирају појединачне спортове. Ово је само илустрација, а пошто су бројеви веома мали, не може се извршити статистичко поређење.

4.3.3.1 Фудбал девојчице (n=4)

График 16: Група девојчица које тренирају фудбал у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије.



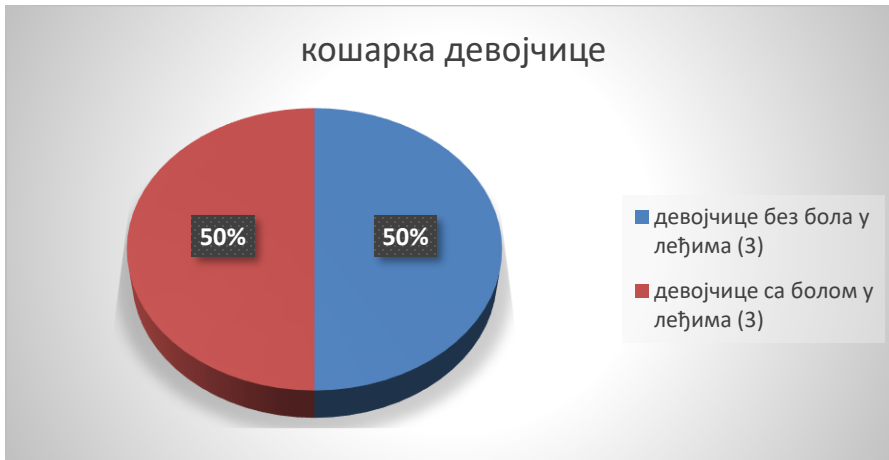
4.3.3.2 Хокеј на леду девојчице (n=5)

График 17: Група девојчица које тренирају хокеј на леду у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије.



4.3.3.3 Кошарка девојчице (n=6)

График 18: Група девојчица које тренирају кошарку у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије.



4.3.3.4 Одбојка девојчице (n=12)

График 19: Група девојчица које тренирају одбојку у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије.



4.3.3.5 Балет и плес девојчице (n=7)

График 20: Група девојчица које тренирају балет и плес у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије.



4.3.4 Поређење групе дечака са болом у леђима и контролне групе дечака по антропометријским карактеристикама

Дечака са болом у леђима приликом екстензије група било је 40, а дечака без бола у леђима (контролна група) било је 44

Поређења група дечака у испитиваној и контролној групи рађена су Mann Whitney U тестом, јер су узорци релативно мали.

Просечна старост дечака у групи са болом у леђима је 12.23 ± 1.61 (године \pm СД), а просечна старост дечака у контролној групи је 11.77 ± 1.94 (године \pm СД). Поређењем старости дечака у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=0.938$, $p=0.35$.

Просечна висина дечака са болом у леђима је 160.32 ± 16.54 (цм \pm СД), а просечна висина дечака у контролној групи је 155.93 ± 22.87 (цм \pm СД). Поређењем висине

дечака у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=0.79$, $p=0.45$.

Просечна телесна маса дечака са болом у леђима је 54.25 ± 16.33 (кг \pm СД), а просечна телесна маса дечака у контролној групи је 46.93 ± 17.92 (кг \pm СД). Поређењем телесне масе дечака у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=1.818$, $p=0.07$.

Вредности индекса телесне масе у групи дечака са болом у леђима је 20.66 ± 3.55 (кг/м² \pm СД), а вредност индекса телесне масе у контролној групи дечака био је 18.46 ± 2.62 (кг/м² \pm СД). **Поређењем вредности индекса телесне масе у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака користећи Mann Whitney U тест, добијено је да је вредност индекса телесне масе статистички значајно већа у групи дечака са болом у леђима од индекса телесне масе у дечака контролној групи ($Z=2.96$, $p=0.003$).**

Просек година тренирања у групи дечака са болом у леђима био је 4.97 ± 1.85 (године \pm СД), а у контролној групи дечака просек година тренирања био је 4.43 ± 1.69 (године \pm СД). Поређењем године тренирања дечака у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=1.871$, $p=0.06$.

Просек сати тренирања недељно у групи дечака са болом у леђима био је 4.49 ± 1.75 (сати \pm СД), а у контролној групи дечака просек сати тренирања недељно био је 4.47 ± 1.87 (сати \pm СД). Поређењем сати тренирања недељно дечака у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика ($Z=0.335$, $p=0.74$).

4.3.5 Поређење групе дечака са болом у леђима и контролне групе дечака по спортовима

Узорци су превише мали да би се користио χ^2 тест за утврђивање разлике између расподеле спортова. Следе графици расподеле по спортовима у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака.

4.3.5.1 Расподела по спортовима у групи дечака са болом у лумбалном делу леђа приликом екстензије трупа (n=40)

График 21: Расподела по спортовима у групи дечака са болом у леђима при екстензији.



4.3.5.2 Распoдела по спортовима у контролној групи дечака (n=44)

График 22: Распoдела по спортовима у контролној групи дечака.

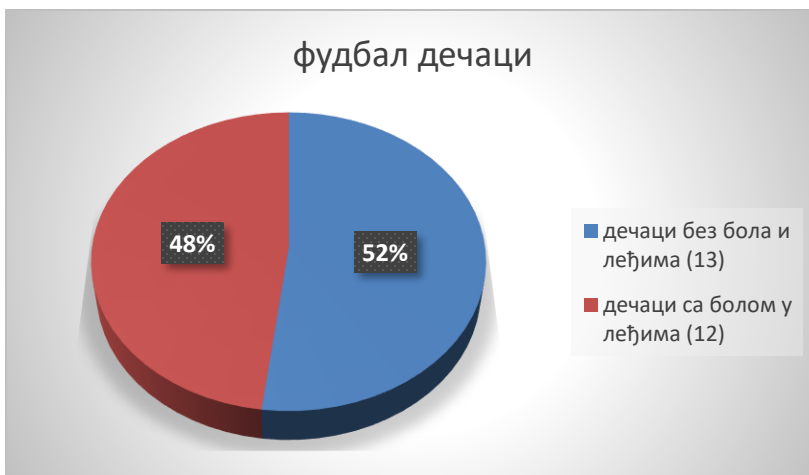


4.3.6 Илустрација група дечака у односу на појединачне спортове

У наредних неколико графика дата је илустрација група дечака са и без болова у леђима приликом екстензије трупа, који тренирају појединачне спортове. Ово је само илустрација, а пошто су бројеви веома мали, не може се извршити статистичко поређење.

4.3.6.1 Фудбал дечаци (n=25)

График 23: Група дечака који тренирају фудбал у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије



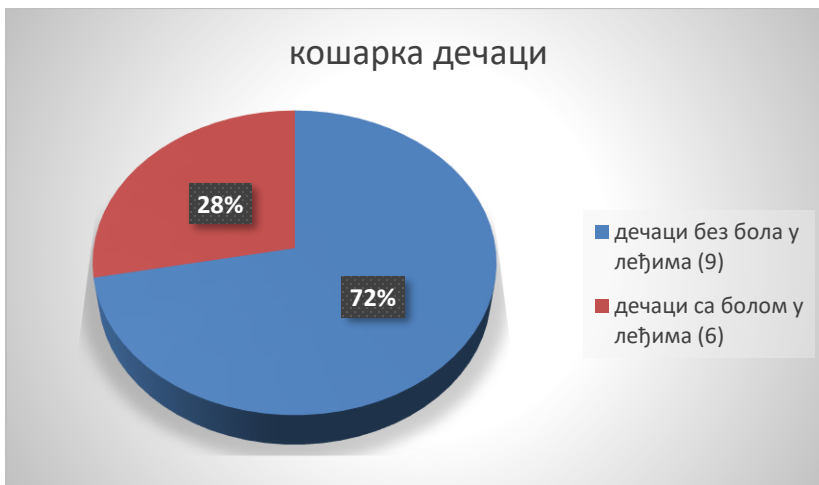
4.3.6.2 Хокеј на леду дечаци (n=14)

График 24: Група дечака која тренирају хокеј на леду у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије



4.3.6.3 Кошарка дечаци (n=15)

График 25: Група дечака који тренирају кошарку у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије.



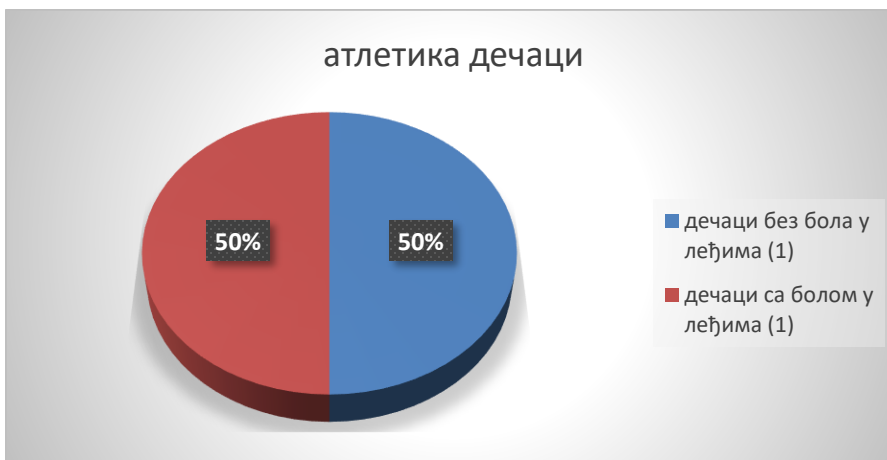
4.3.6.4 Борилачки спортови дечаци (n=17)

График 26: Група дечака који тренирају борилачке спортове у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије



4.3.6.5 Атлетика дечаци (n=2)

График 27: Група дечака који тренирају атлетику у односу на бол у лумбалном делу леђа приликом екстензије



4.4.1 Поређење групе деце са болом у леђима и контролне групе деце у односу на инклинацијске углове сегмената кичменог стуба.

У Табели 11 дати су инклинацијски углови у целом узорку, у групи са болом у леђима и у контролној групи.

Табела 11: Инклинацијски углови сегмената кичменог стуба у целом узорку (изражени у степенима)

Сви учесници n=124	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	минимум(°)	максимум(°)
АЛФА	18.24	6.70	17.05-19.43	8	33
БЕТА	15.18	5.95	14.12-16.23	7	28
ГАМА	26.16	7.75	24.78-27.54	6	43
ЛЛА	146.58	10.57	144.70-148.46	127	165
ТКА	138.66	12.44	136.45-140.87	111	166
Група са болом у леђима n=62	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	минимум(°)	максимум(°)
АЛФА	23.82	4.01	22.81-24.84	18	33
БЕТА	17.61	5.39	16.24-18.98	8	28
ГАМА	28.47	7.36	26.60-30.34	6	43
ЛЛА	138.56	6.92	136.81-140.32	127	154
ТКА	133.92	11.18	131.08-136.76	111	166
Контролна група n=62	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	минимум(°)	максимум(°)
АЛФА	12.66	3.35	11.81-13.51	8	21
БЕТА	12.74	5.49	11.35-14.14	7	28
ГАМА	23.85	7.49	21.95-25.76	10	42
ЛЛА	154.60	6.82	152.86-156.33	135	165
ТКА	143.40	11.89	140.38-146.42	115	160

Вредности АЛФА угла у групи са болом у леђима је 23.82 ± 4.01 (° ± СД), а вредност АЛФА угла у контролној групи био је 12.66 ± 3.35 (° ± СД). **Поређењем угла АЛФА у групи са болом у леђима и у контролној групи t-тестом добијено је да је угао АЛФА у групи деце са болом у леђима статистички значајно већи од АЛФА угла у контролној групи ($t = -16.832$, $p < 0.0001$).**

Вредности БЕТА угла у групи са болом у леђима је 17.61 ± 5.39 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност БЕТА угла у контролној групи био је 12.74 ± 5.49 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем угла БЕТА у групи са болом у леђима и у контролној групи t-тестом добијено је да је угао БЕТА у групи деце са болом у леђима статистички значајно већи од БЕТА угла у контролној групи ($t=-4.982$, $p<0.0001$).**

Вредности ГАМА угла у групи са болом у леђима је 28.47 ± 7.36 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност ГАМА угла у контролној групи био је 23.85 ± 7.49 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем угла ГАМА у групи са болом у леђима и у контролној групи t-тестом добијено је да је угао ГАМА у групи деце са болом у леђима статистички значајно већи од ГАМА угла у контролној групи ($t=-3.459$, $p<0.0001$).**

Вредности угла лумбалне лордозе (ЛЛА угла) у групи са болом у леђима је 138.56 ± 6.92 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност ЛЛА угла у контролној групи био је 154.60 ± 6.82 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем угла ЛЛА у групи са болом у леђима и у контролној групи t-тестом добијено је да је угао ЛЛА у групи деце са болом у леђима статистички значајно мањи од ЛЛА угла у контролној групи ($t=12.99$, $p<0.0001$).**

Вредности угла торакалне кифозе (ТКА угла) у групи са болом у леђима је 133.92 ± 11.18 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност ТКА угла у контролној групи био је 143.40 ± 11.89 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем угла ТКА у групи са болом у леђима и у контролној групи t-тестом добијено је да је угао ТКА у групи деце са болом у леђима статистички значајно мањи од ТКА угла у контролној групи ($t=4.575$, $p<0.0001$).**

У Табели 12 се наводе point biserial коефицијенти корелације између присуства бола и инклинацијских углова АЛФА, БЕТА, ГАМА, ЛЛА и ТКА

Табела 12 Point biserial коефицијенти корелације између присуства бола и инклинацијских углова сегмената кичменог стуба у целом узорку

Инклинацијски углови	Point biserial коефицијент корелације (r)	p
АЛФА	r=0.836	p<0.0001
БЕТА	r=0.411	p<0.0001
ГАМА	r=0.299	p=0.00075
ЛЛА	r=-0.762	p<0.0001
ТКА	r=-0.383	p<0.0001

p- ниво статистичке значајности

4.4.2 Поређење групе девојчица са болом у леђима и контролне групе девојчица у односу на инклинацијске углове сегмената кичменог стуба

У следећој табели дати су инклинацијски углови у групи девојчица: у целом узорку, у групи са болом у леђима и у контролној групи.

Табела 13: Инклинацијски углови сегмената кичменог стуба у групи девојчица (изражени у степенима)

Девојчице n=40	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	минимум (°)	максим ум(°)
АЛФА	19.40	6.36	17.37-21.43	8	32
БЕТА	14.55	5.52	12.78-16.32	7	26
ГАМА	23.67	6.58	21.57-25.78	6	36
ЛЛА	146.05	10.52	142.68-149.41	128	165
ТКА	141.77	10.40	138.45-145.10	124	166
Група са болом у леђима n=22	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	минимум (°)	максим ум(°)
АЛФА	23.86	4.07	22.06-25.67	18	32
БЕТА	17.09	4.94	14.90-19.28	8	26
ГАМА	24.95	6.88	21.91-28.00	6	38
ЛЛА	139.05	7.01	135.94-142.15	128	154
ТКА	137.95	10.52	133.29-142.14	124	166
Контролна група n=18	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	минимум (°)	максим ум(°)
АЛФА	13.94	3.86	12.03-15.86	8	21
БЕТА	11.44	4.60	9.15-13.73	7	25
ГАМА	22.11	6.03	19.11-25.11	12	38
ЛЛА	154.61	7.22	151.02-158.20	135	165
ТКА	146.44	8.35	142.29-150.60	132	160

Ова поређења су рађена Mann Whitney U тестом, јер су узорци релативни мали.

Вредности АЛФА угла у групи девојчица са болом у леђима је 23.86 ± 4.07 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност АЛФА угла у контролној групи девојчица био је 13.94 ± 3.86 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем угла АЛФА у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом добијено је да је АЛФА угао у групи девојчица са болом у леђима статистички значајно већи од АЛФА угла у контролној групи ($Z=4.863$, $p<0.0001$).**

Вредности БЕТА угла у групи девојчица са болом у леђима је 17.09 ± 4.94 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност БЕТА угла у контролној групи девојчица био је 11.44 ± 4.60 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем угла БЕТА у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом добијено је да је БЕТА угао у групи девојчица са болом у леђима статистички значајно већи од БЕТА угла у контролној групи ($Z=3.17$, $p=0.0015$).**

Вредности ГАМА угла у групи девојчица са болом у леђима је 24.95 ± 6.88 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност ГАМА угла у контролној групи девојчица била је 22.11 ± 6.03 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем угла ГАМА у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена је статистички значајна разлика ($Z=1.611$, $p=0.11$).**

Вредности ЛЛА угла у групи девојчица са болом у леђима је 139.05 ± 7.01 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност ЛЛА угла у контролној групи девојчица био је 154.61 ± 7.22 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем угла ЛЛА у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом добијено је да је ЛЛА угао у групи девојчица са болом у леђима статистички значајно мањи од ЛЛА угла у контролној групи ($Z=4.654$, $p<0.0001$).**

Вредности ТКА угла у групи девојчица са болом у леђима је 137.95 ± 10.52 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност ТКА угла у контролној групи девојчица био је 146.44 ± 8.35 ($^{\circ} \pm$ СД).

Поређењем угла ТКА у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом добијено је да је ТКА угао у групи девојчица са болом у леђима статистички значајно мањи од ТКА угла у контролној групи ($Z=2.63$, $p=0.008$).

У Табели 14 су дати Point biserial коефицијенти корелације (r) између присуства бола у доњем делу леђа приликом екстензије и инклинацијских углова кичменог стуба у групи девојчица.

Табела 14: Point biserial коефицијенти корелације између присуства бола и инклинацијских углова сегмената кичменог стуба у групи девојчица

Инклинацијски углови	Point biserial коеф.корел. (r)	p
АЛФА	$r=0.786$	$p<0.0001$
БЕТА	$r=0.516$	$p=0.0007$
ГАМА	$r=0.218$	$p=0.1774$
ЛЛА	$r=-0.745$	$p<0.0001$
ТКА	$r=-0.411$	$p=0.0084$

p - ниво статистичке значајности

Код девојчица, као и у целој групи, постоји висока корелација између променљиве која представља присуство бола и АЛФА угла (0.786). Корелација између присуства бола и БЕТА угла (0.516) је већа у групи девојчица него у целој групи. Не постоји статистички значајна корелација између променљиве која представља бол и ГАМА угла. Постоји висока корелација између променљиве која представља бол и ЛЛА угла (-0.745), и средња корелација између променљиве која представља бол и ТТК угла (-0.411).

4.4.3 Поређење групе дечака са болом у леђима и контролне групе дечака у односу на инклинацијске углове сегмената кичменог стуба

У следећој табели дати су инклинацијски углови у групи дечака: у целом узорку, у групи са болом у леђима и у контролној групи.

Табела 15: Инклинацијски углови сегмената кичменог стуба у групи дечака (изражени у степенима).

Дечаки n=84	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	Мин.(°)	Макс.(°)
АЛФА	17.69	6.83	16.21-19.17	8	33
БЕТА	15.48	6.15	14.14-16.81	8	28
ГАМА	27.35	8.01	25.61-29.08	10	43
ЛЛА	146.83	10.64	144.52-149.14	127	164
ТКА	137.18	13.10	134.34-140.02	111	160
Група бол у леђима n=40	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	Мин.(°)	Макс.(°)
АЛФА	23.80	4.02	22.51-25.09	18	33
БЕТА	17.90	5.67	16.09-19.71	8	28
ГАМА	30.40	6.96	28.17-32.63	17	43
ЛЛА	138.30	6.95	136.08-140.52	127	150
ТКА	131.70	11.04	128.17-135.23	111	152
Контролна група n=44	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	Мин.(°)	Макс.(°)
АЛФА	12.14	3.01	11.22-13.05	8	21
БЕТА	13.27	5.78	11.52-15.03	8	28
ГАМА	24.57	7.96	22.15-26.99	10	42
ЛЛА	154.59	6.74	152.54-156.64	139	164
ТКА	142.16	12.94	138.22-146.09	115	160

Ова поређења су рађена Mann Whitney U тестом, јер су узорци релативно мали.

Вредност АЛФА угла у групи дечака са болом у леђима је 23.80 ± 4.02 (° ± СД), а вредност АЛФА угла у контролној групи дечака била је 12.14 ± 3.01 (° ± СД).

Поређењем угла АЛФА у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака Mann Whitney U тестом добијено је да је АЛФА угао у групи дечака са болом у леђима статистички значајно већи од АЛФА угла у контролној групи дечака ($Z=7.738$, $p<0.0001$).

Вредности БЕТА угла у групи дечака са болом у леђима је 17.90 ± 5.67 (° ± СД), а вредност БЕТА угла у контролној групи дечака био је 13.27 ± 5.78 (° ± СД).

Поређењем угла БЕТА у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака Mann Whitney U тестом добијено је да је БЕТА угао у групи дечака са

болом у леђима статистички значајно већи од БЕТА угла у контролној групи дечака ($Z=3.765$, $p=0.0002$).

Вредности ГАМА угла у групи дечака са болом у леђима је 30.40 ± 6.96 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност ГАМА угла у контролној групи дечака била је 24.57 ± 7.96 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем угла ГАМА у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака Mann Whitney U тестом добијено је да је ГАМА угао у групи дечака са болом у леђима статистички значајно већи од ГАМА угла у контролној групи дечака ($Z=3.346$, $p=0.0008$).**

Вредности ЛЛА угла у групи дечака са болом у леђима је 138.30 ± 6.95 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност ЛЛА угла у контролној групи дечака био је 154.59 ± 6.74 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем угла ЛЛА у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака Mann Whitney U тестом добијено је да је ЛЛА угао у групи дечака са болом у леђима статистички значајно мањи од ЛЛА угла у контролној групи дечака ($Z=6.98$, $p<0.0001$).**

Вредности ТКА угла у групи дечака са болом у леђима је 131.70 ± 11.04 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност ТКА угла у контролној групи дечака била је 142.16 ± 12.94 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем угла ТКА у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака Mann Whitney U тестом добијено је да је ТКА угао у групи дечака са болом у леђима статистички значајно мањи од ТКА угла у контролној групи дечака ($Z=3.629$, $p=0.0003$).**

Сви инклинацијски углови сегмената кичменог стуба АЛФА, БЕТА, ГАМА као и ЛЛА и ТТК се статистички значајно разликују у групи код дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака.

У Табели 16 су дати Point biserial коефицијенти корелације (r) између присуства бола у доњем делу леђа приликом екстензије и инклинацијских углова кичменог стуба у групи дечака.

Табела 16: Point biserial коефицијенти корелације између присуства бола и инклинацијских углова сегмената кичменог стуба у групи дечака

Инклинацијски углови	Point biserial коефиц. корелације (r)	p
АЛФА	r=0.858	p<0.0001
БЕТА	r=0.378	p=0.0004
ГАМА	r=0.366	p=0.0006
ЛЛА	r=-0.769	p<0.0001
ТКА	r=-0.401	p=0.0002

p- ниво статистичке значајности

4.4.4 Корелација између инклинацијских углова сегмената кичменог стуба са антропометријским карактеристикама деце.

У Табели 17. дати су коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичменог стуба и антропометријских карактеристика у целој групи деце. За корелацију између пола и углова дата је вредност point biserial коефицијента корелације, а за остале је дата вредност Пирсоновог коефицијента корелације.

Табела 17. Коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичменог стуба и антропометријских карактеристика у целој групи деце.

	АЛФА	БЕТА	ГАМА	ЛЛА	ТКА
пол	-0.12 p=0.1854	0.07 p=0.4198	0.22 p=0.0131	0.03 p=0.7012	0.17 p=0.0541
године	0.003 p=0.9736	0.23 p=0.0103	0.19 p=0.0392	-0.13 p=0.1590	-0.23 p=0.0119
висина	-0.03 p=0.7779	0.18 p=0.0513	0.12 p=0.1775	0.08 p=0.3623	-0.16 p=0.0763
телесна маса	0.13 p=0.1553	0.29 p=0.0013	0.22 p=0.0131	-0.24 p=0.0067	-0.28 p=0.0020
ИТМ	0.34 p=0.0001	0.33 p=0.0002	0.30 p=0.0007	-0.40 p<0.0001	-0.34 p=0.0001
године тренирања	0.07 p=0.4554	0.15 p=0.1003	0.21 p=0.0178	-0.13 p=0.1620	-0.20 p=0.0236
сати тренирања недељно	-0.09 p=0.3321	0.08 p=0.3856	-0.01 p=0.9064	0.01 p=0.9006	-0.03 p=0.7333

p- ниво статистичке значајности

Може се приметити да не постоји висока корелација између било којих параметара, а средња корелација постоји између ИТМ и угла лумбалне лордозе као и између ИТМ и осталих инклинацијских углова кичменог стуба.

4.5.1 Поређење групе деце са болом у леђима и контролне групе деце у односу на степен спољашње и унутрашње ротације кукова

У Табели 18 дате су вредности спољашње и унутрашње ротације кукова у целом узорку, у групи са болом у леђима и у контролној групи.

Табела 18: Вредности спољашње и унутрашње ротације кукова (изражени у степенима).

Сви учесници n=124	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	Мин.(°)	Макс.(°)
спољашња ротација	43.44	4.86	42.58-44.30	28	61
унутрашња ротација	42.42	4.64	41.60-43.50	26.5	53
Група бол у леђима n=62	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	Мин.(°)	Макс.(°)
спољашња ротација	43.33	5.15	42.02-44.64	28	61
унутрашња ротација	42.33	4.72	41.13-43.53	26.5	52
Контрола n=62	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	Мин.(°)	Макс.(°)
спољашња ротација	43.55	4.60	42.38-44.72	34	55.5
унутрашња ротација	42.52	4.59	41.35-43.68	27.5	53

Спољашња ротација кукова у групи деце са болом у леђима је 43.33 ± 5.15 (° ± СД) и у контролној групи деце 43.55 ± 4.60 (° ± СД). Поређењем степена спољашње ротације кукова деце у групи са болом у леђима и у контролној групи није добијена статистички значајна разлика $t=0.248$, $p=0.80$.

Унутрашња ротација кукова дечака у групи деце са болом у леђима је 42.33 ± 4.72 ($^{\circ} \pm$ СД) и у контролној групи деце 42.52 ± 4.59 ($^{\circ} \pm$ СД). Поређењем степена унутрашње ротације кукова деце у групи са болом у леђима и у контролној групи није добијена статистички значајна разлика $t=0.222$, $p=0.82$.

4.5.2 Поређење групе девојчица са болом у леђима и контролне групе девојчица у односу на степен спољашње и унутрашње ротације кукова

У Табели 19 дате су вредности спољашње и унутрашње ротације кукова девојчица: у целом узорку, у групи са болом у леђима и у контролној групи.

Табела 19: Вредности спољашње и унутрашње ротације кукова девојчица (изражени у степенима).

Група девојчица n=40	просек($^{\circ}$)	Стандардна девијација($^{\circ}$)	95% интервал поверења ($^{\circ}$)	Мин.($^{\circ}$)	Макс.($^{\circ}$)
Спољ. ротација	43.13	4.71	41.62-44.63	28	55.5
Унутр. ротација	42.40	4.84	40.85-43.95	27.5	53
Група бол у леђима n=22	просек($^{\circ}$)	стандардна девијација($^{\circ}$)	95% интервал поверења ($^{\circ}$)	Мин.($^{\circ}$)	Макс.($^{\circ}$)
Спољ. ротација	42.73	4.97	40.52-44.93	28	49.5
Унутр. ротација	42.41	3.44	40.89-43.93	35.5	50
Контрола n=18	просек($^{\circ}$)	стандардна девијација($^{\circ}$)	95% интервал поверења ($^{\circ}$)	Мин.($^{\circ}$)	Макс.($^{\circ}$)
Спољ. ротација	43.61	4.46	41.39-45.83	36.5	55.5
Унутр. ротација	42.39	6.26	39.28-45.50	27.5	53

Спољашња ротација кукова девојчица у групи са болом у леђима је 42.73 ± 4.97 ($^{\circ} \pm$ СД) и у контролној групи 43.61 ± 4.46 ($^{\circ} \pm$ СД). Поређењем степена спољашње ротације кукова девојчица у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=0.218$, $p=0.83$.

Унутрашња ротација кукова девојчица у групи са болом у леђима је 42.41 ± 3.44 ($^{\circ} \pm$ СД) и у контролној групи 42.39 ± 6.26 ($^{\circ} \pm$ СД). Поређењем степена унутрашње ротације кукова девојчица у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика $Z=0.01$, $p=0.99$.

4.5.3 Поређење групе дечака са болом у леђима и контролне групе дечака у односу на степен спољашње и унутрашње ротације кукова

У Табели 20 дате су вредности спољашње и унутрашње ротације кукова дечака: у целом узорку, у групи са болом у леђима и у контролној групи.

Табела 20: Вредности спољашње и унутрашње ротације кукова дечака (изражени у степенима)

Група дечака n=84	просек($^{\circ}$)	стандардна девијација($^{\circ}$)	95% интервал поверења ($^{\circ}$)	Мин.($^{\circ}$)	Макс.($^{\circ}$)
спољашња ротација	43.59	4.95	42.51-44.66	34	61
унутрашња ротација	42.43	4.57	41.44-43.43	26.5	52
Група са болом у леђима n=40	просек($^{\circ}$)	стандардна девијација($^{\circ}$)	95% интервал поверења ($^{\circ}$)	миниму м($^{\circ}$)	максимум ($^{\circ}$)
спољашња ротација	43.66	5.28	41.98-45.35	35	61
унутрашња ротација	42.29	5.34	40.58-44.00	26.5	52
Контролна група n=44	просек($^{\circ}$)	стандардна девијација($^{\circ}$)	95% интервал поверења ($^{\circ}$)	миниму м($^{\circ}$)	максимум ($^{\circ}$)
спољашња ротација	43.52	4.70	42.09-44.95	34	52.5
унутрашња ротација	42.57	3.79	41.42-43.72	33.5	50.5

Спољашња ротација кукова код дечака у групи са болом у леђима је 43.66 ± 5.28 ($^{\circ} \pm$ СД) и у контролној групи дечака 43.52 ± 4.70 ($^{\circ} \pm$ СД). Поређењем степена спољашње

ротације кукова дечака у групи са болом у леђима и у контролној групи Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика ($Z=0.125$, $p=0.90$).

Унутрашња ротација кукова код дечака у групи са болом у леђима је 42.29 ± 5.34 ($^{\circ} \pm$ СД) и у контролној групи дечака 42.57 ± 3.79 ($^{\circ} \pm$ СД). Поређењем степена унутрашње ротације кукова дечака у групи са болом у леђима и у контролној групи дечака Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика ($Z=0.01$, $p=0.99$).

4.5.4 Корелација између инклинацијских углова сегмената кичменог стуба и степена спољашње и унутрашње ротације кукова

У Табели 21 дати су Пирсонови коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичменог стуба и степена спољашње и унутрашње ротације кукова у целој групи деце (која обухвата групу деце са болом у доњем делу леђа приликом екстензији и контролну групу без бола у леђима).

Табела 21: Пирсонови коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичменог стуба и степена спољашње и унутрашње ротације кукова у целој групи деце.

	АЛФА	БЕТА	ГАМА	ЛЛА	ТКА
спољашња ротација	-0.07 $p=0.4242$	-0.13 $p=0.1548$	-0.07 $p=0.4294$	0.12 $p=0.1908$	0.11 $p=0.2412$
унутрашња ротација	-0.01 $p=0.9123$	-0.03 $p=0.7273$	0.01 $p=0.9156$	0.02 $p=0.7901$	0.01 $p=0.9199$

p -ниво статистичке значајности

Не постоји статистички значајна корелација ни између спољашње ни између унутрашње ротације кукова са било којим од инклинацијских углова кичменог стуба.

4.6.1 Поређење групе деце са болом у леђима и контролне групе деце у односу на положај инерцијалних сензора у максималној екстензији трупа.

У Табели 22 дате су мере положаја инерцијалних сензора у максималној екстензији трупа, у целој групи, у групи са болом у леђима и у контролној групи.

Табела 22: Мере положаја инерцијалних сензора у максималној екстензији (изражене у степенима).

Сви учесници n=124	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	Мин.(°)	Макс.(°)
положај сензора С1	-12.63	7.51	(-13.96, -11.10)	-35.83	11.91
положај сензора С2	0.24	26.46	(-4.47,4.94)	-48.32	47.63
положај сензора С3	35.08	11.14	(33.11,37.07)	16.34	66.32
Група са болом у леђима n=62	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	Мин.(°)	Макс.(°)
положај сензора С1	-15.14	6.61	(-16.82,-13.47)	-35.83	-2.47
положај сензора С2	-19.31	17.07	(-23.64,-14.97)	-48.32	25.98
положај сензора С3	34.02	9.98	(31.49,36.55)	18.83	64.32
Контролна група n=62	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	Мин.(°)	Макс.(°)
положај сензора С1	-10.11	7.57	(-12.03,-8.19)	-30.31	11.91
положај сензора С2	19.78	18.55	(15.07,24.49)	-40.14	47.63
положај сензора С3	36.15	12.18	(33.06,39.24)	16.34	66.32

Вредност положаја инерцијалног сензора С1 у максималној екстензији трупа у групи деце са болом у леђима је -15.14 ± 6.61 (° ± СД), а вредност положаја инерцијалног сензора С1 у максималној екстензији трупа у контролној групи деце била је -10.11 ± 7.57 (° ± СД). **Поређењем положаја инерцијалног сензора С1 у максималној екстензији трупа у групи деце са болом у леђима и у контролној**

групи деце добијена је статистички значајна разлика ($t= 3.946, p=0.0001$). Пошто је вредност која представља положај сензора С1 статистички значајно мања у групи деце са болом у леђима од контролне групе, а обе вредности су негативне, сензор С1 се код деце са болом у леђима више ротира унапред од сензора С1 код контролне групе.

Вредности положаја инерцијалног сензора С2 у максималној екстензији трупа у групи деце са болом у леђима је -19.31 ± 17.07 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност положаја инерцијалног сензора С1 у максималној екстензији трупа у контролној групи деце била је 19.78 ± 18.55 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем положаја инерцијалног сензора С2 у максималној екстензији трупа у групи деце са болом у леђима и у контролној групи деце добијена је статистички значајна разлика ($t= 12.21, p<0.0001$).** Вредност која представља положај сензора С2 је статистички значајно мања у групи деце са болом у леђима од контролне групе. Пошто је вредност положаја сензора у С2 у групи деце са болом у леђима у просеку негативна, а код деце без бола у леђима у просеку позитивна, сензор С2 се код деце са болом у леђима ротира у напред, а код деце из контролне групе тај сензор се ротира у назад.

Вредност положаја инерцијалног сензора С3 у максималној екстензији трупа у групи деце са болом у леђима је 34.02 ± 9.98 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност положаја инерцијалног сензора С3 у максималној екстензији трупа у контролној групи деце била је 36.15 ± 12.18 ($^{\circ} \pm$ СД). Поређењем положаја инерцијалног сензора С3 у максималној екстензији трупа код деце у групи са болом у леђима и у контролној групи није добијена статистички значајна разлика ($t= 1.066, p=0.2885$).

У Табели 23 дати су point biserial коефицијенти корелације између присуства бола и положаја инерцијалног сензора у максималној екстензији трупа у целој групи деце.

Табела 23: Point biserial коефицијенти корелације између присуства бола и положаја сензора у максималној екстензији трупа у целој групи деце.

Положаји сензора	Point biserial коефицијент корелације (r)	p
C1	r=-0.34	p=0.00013
C2	r=-0.74	p<0.0001
C3	r=-0.096	p=0.29

p-ниво статистичке значајности

4.6.2 Поређење групе девојчица са болом у леђима и контролне групе девојчица у односу на положај инерцијалних сензора у максималној екстензији трупа.

У Табели 24 дате су мере положаја инерцијалних сензора у максималној екстензији трупа, у целој групи девојчица, у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи девојчица.

Вредности положаја инерцијалног сензора C1 у максималној екстензији трупа у групи девојчица са болом у леђима је -16.44 ± 7.42 ($^{\circ} \pm$ СД), а положаја инерцијалног сензора C1 у максималној екстензији трупа у контролној групи девојчица била је -9.15 ± 8.13 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем положаја инерцијалног сензора C1 у максималној екстензији трупа у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи девојчица Mann Whitney U тестом добијена је статистички значајна разлика ($Z=2.610$, $p=0.0091$).** Пошто је вредност која представља положај сензора C1 статистички значајно мања у групи девојчица са болом у леђима од контролне групе, а обе вредности су негативне, сензор C1 се код девојчица са болом у леђима више ротира унапред од сензора C1 код контролне групе девојчица.

Вредности положаја инерцијалног сензора C2 у максималној екстензији трупа у групи девојчица са болом у леђима је -18.89 ± 19.39 ($^{\circ} \pm$ СД), а положаја инерцијалног сензора C2 у максималној екстензији трупа у контролној групи девојчица била је 18.76 ± 22.27 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем положаја инерцијалног сензора C2 у максималној екстензији трупа у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи девојчица Mann Whitney U тестом добијена је статистички**

значајна разлика ($Z=4.323$, $p<0.0001$). Вредност која представља положај сензора С2 је статистички значајно мања у групи девојчица са болом у леђима од контролне групе девојчица. Пошто је вредност положаја сензора у С2 у групи девојчица са болом у леђима у просеку негативна, а код девојчица без бола у леђима у просеку позитивна, сензор С2 се код девојчица са болом у леђима ротира у напред, а код девојчица из контролне групе тај сензор се ротира у назад.

Табела 24: Мере положаја инерцијалних сензора у максималној екстензији у групи девојчица

Група девојчица n=40	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	мин(°)	макс(°)
положај сензора С1	-13.16	8.49	(-15.87, -10.44)	-35.83	10.77
положај сензора С2	-1.95	27.87	(-10.86,6.97)	-48.32	47.63
положај сензора С3	35.14	11.12	(31.59,38.70)	19.07	64.32
Група са болом у леђима n=22	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	мин(°)	макс(°)
положај сензора С1	-16.44	7.42	(-20.98,-12.17)	-35.83	-4.89
положај сензора С2	-18.89	19.30	(-27.68,-16.78)	-48.32	25.98
положај сензора С3	34.93	12.65	(25.99,38.24)	19.76	64.32
Контролна група n=18	просек(°)	стандардна девијација(°)	95% интервал поверења (°)	мин(°)	макс(°)
положај сензора С1	-9.15	8.13	(-13.19,-5.10)	-22.96	10.77
положај сензора С2	18.76	22.27	(7.68,29.84)	-26.74	47.63
положај сензора С3	35.41	9.26	(30.80,40.01)	19.07	49.55

Вредности положаја инерцијалног сензора С3 у максималној екстензији трупа у групи девојчица са болом у леђима је 34.93 ± 12.65 (° ± СД), а положаја инерцијалног сензора С3 у максималној екстензији трупа у контролној групи девојчица била је 35.41 ± 9.26 (° ± СД). Поређењем положаја инерцијалног сензора С3 у максималној екстензији трупа код девојчица у групи са болом у леђима и у контролној групи

девојчица Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика ($Z=0.680$, $p=0.50$).

У Табели 25 дати су point biserial коефицијенти корелације присуства бола и положаја инерцијалног сензора у максималној екстензији трупа у групи девојчица.

Табела 25: Point biserial коефицијенти корелације између присуства бола и положаја сензора у максималној екстензији трупа у групи девојчица.

Положаји сензора	Point biserial коефицијент корелације (r)	p
C1	r=-0.433	p=0.0053
C2	r=-0.681	p<0.0001
C3	r=-0.022	p=0.8943

p-ниво статистичке значајности

4.6.3 Поређење групе дечака са болом у леђима и контролне групе дечака у односу на положај инерцијалних сензора у максималној екстензији трупа.

У Табели 26 дате су мере положаја инерцијалних сензора при максималној екстензији трупа, у целој групи дечака, у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака.

Вредности положаја инерцијалног сензора C1 у максималној екстензији трупа у групи дечака са болом у леђима је -14.43 ± 6.10 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност положаја инерцијалног сензора C1 у максималној екстензији трупа у контролној групи дечака била је -10.50 ± 7.39 ($^{\circ} \pm$ СД). **Поређењем положаја инерцијалног сензора C1 у максималној екстензији трупа у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака Mann Whitney U тестом добијена је статистички значајна разлика ($Z=2.553$, $p=0.0107$).** Пошто је вредност која представља положај сензора C1 статистички значајно мања у групи дечака са болом у леђима од контролне групе, а обе вредности су негативне, сензор C1 се код дечака са болом у леђима више ротира унапред од сензора C1 код контролне групе дечака.

Вредност положаја инерцијалног сензора С2 у максималној екстензији трупа у групи дечака са болом у леђима је -19.53 ± 15.97 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност положаја инерцијалног сензора С2 у максималној екстензији трупа у контролној групи дечака била је 20.20 ± 17.07 ($^{\circ} \pm$ СД), што је статистички значајна разлика. Поређењем положаја инерцијалног сензора С2 у максималној екстензији трупа у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака Mann Whitney U тестом добијена је статистички значајна разлика ($Z=7.040$, $p<0.0001$). Вредност која представља положај сензора С2 је статистички значајно мања у групи дечака са болом у леђима од контролне групе дечака. Пошто је вредност положаја сензора у С2 у групи дечака са болом у леђима у просеку негативна, а код дечака без бола у леђима у просеку позитивна, сензор С2 се код дечака са болом у леђима ротира у напред, а код дечака из контролне групе тај сензор се ротира у назад.

Вредност положаја инерцијалног сензора С3 у максималној екстензији трупа у групи дечака са болом у леђима је 33.52 ± 8.30 ($^{\circ} \pm$ СД), а вредност положаја инерцијалног сензора С3 у максималној екстензији трупа у контролној групи дечака била је 36.46 ± 13.27 ($^{\circ} \pm$ СД). Поређењем положаја инерцијалног сензора С3 у максималној екстензији трупа код дечака у групи са болом у леђима и у контролној групи дечака Mann Whitney U тестом није добијена статистички значајна разлика ($Z=0.443$, $p=0.66$).

Табела 26: Мере положаја инерцијалних сензора у максималној екстензији у групи дечака

Дечаки n=84	просек($^{\circ}$)	стандардна девијација($^{\circ}$)	95% интервал поверења ($^{\circ}$)	Мин.($^{\circ}$)	Макс.($^{\circ}$)
положај сензора С1	-12.37	7.05	(-14.30, -10.27)	-30.31	11.91
положај сензора С2	1.28	25.87	(-4.34, 6.89)	-40.14	46.77
положај сензора С3	35.06	11.22	(32.62, 37.49)	16.34	66.32
бол у леђима n=40	просек($^{\circ}$)	стандардна девијација($^{\circ}$)	95% интервал поверења ($^{\circ}$)	Мин.($^{\circ}$)	Макс.($^{\circ}$)
положај сензора С1	-14.43	6.10	(-16.38, -12.48)	-26.55	-2.47
положај сензора С2	-19.53	15.97	(-24.64, -14.43)	-38.43	13.24
положај сензора С3	33.52	8.30	(30.87, 38.44)	18.83	51.72
контролна група n=44	просек($^{\circ}$)	стандардна девијација($^{\circ}$)	95% интервал поверења ($^{\circ}$)	Мин.($^{\circ}$)	Макс.($^{\circ}$)
положај сензора С1	-10.50	7.39	(-12.75, -8.26)	-30.31	11.91
положај сензора С2	20.20	17.07	(15.01, 25.39)	-40.14	46.77
положај сензора С3	36.46	13.27	(28.21, 40.49)	16.34	66.32

У Табели 27 дати су point biserial коефицијенти корелације између присуства бола и положаја инерцијалног сензора у максималној екстензији трупа у групи дечака. Point biserial коефицијент корелације између променљиве која представља присуство бола и положаја инерцијалног сензора С1 у максималној екстензији трупа је $r=-0.28$, $p= 0.0098$. Point biserial коефицијент корелације између променљиве која представља присуство бола и положаја инерцијалног сензора С2 у максималној екстензији трупа је $r=-0.77$, $p<0.0001$. Point biserial коефицијент корелације између променљиве која представља присуство бола и положаја инерцијалног сензора С3 у максималној екстензији трупа је $r=-0.132$, $p=0.2330$.

Табела 27: Point biserial коефицијенти корелације између присуства бола и положаја сензора у максималној екстензији трупа у групи дечака.

Положаји сензора	Point biserial коефицијент корелације (r)	p
C1	$r=-0.28$	$p=0.0098$
C2	$r=-0.77$	$p<0.0001$
C3	$r=-0.132$	$p=0.2330$

p-ниво статистичке значајности

4.6.4 Корелација између инклинацијских углова сегмената кичменог са положајем инерцијалних сензора у максималној екстензији трупа.

У Табели 28 дати су Пирсонови коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичменог стуба и положаја инерцијалних сензора у максималној екстензији трупа у целој групи деце.

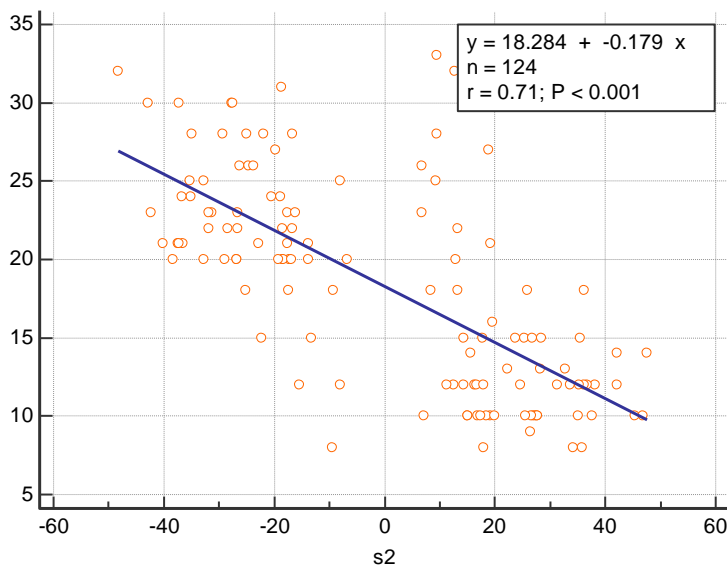
Табела 28: Пирсонови коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичменог стуба и положаја инерцијалних сензора у максималној екстензији

	АЛФА	БЕТА	ГАМА	ЛЛА	ТКА
положај сензора С1	-0.39 $p<0.001$	-0.21 $p=0.0187$	0.08 $p=0.3923$	0.37 $p<0.001$	0.15 $p=0.0985$
положај сензора С2	-0.71 $p<0.001$	-0.43 $p<0.001$	-0.23 $p=0.0115$	0.69 $p<0.001$	0.35 $p=0.001$
положај сензора С3	-0.15 $p=0.1077$	-0.01 $p=0.9260$	-0.004 $p=0.9668$	0.10 $p=0.2847$	0.01 $p=0.9440$

p-ниво статистичке значајности

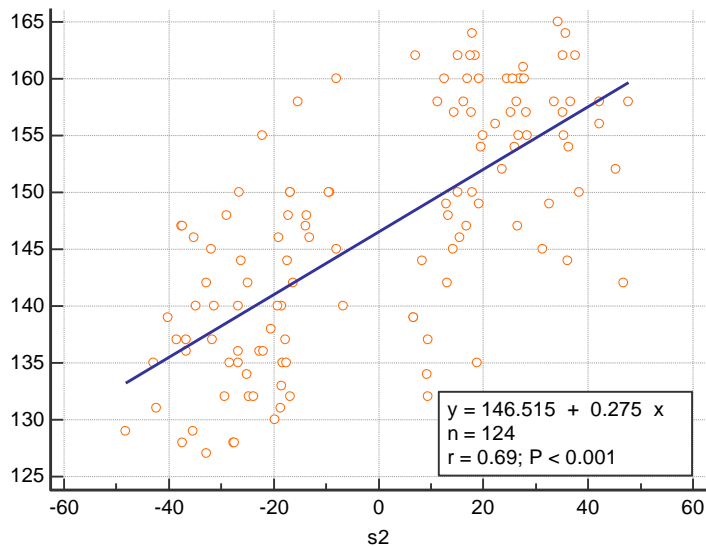
Из табеле се види да постоји висока, статистички значајна корелација између положаја сензора С2 и АЛФА угла, и између положаја сензора С2 и угла лумбалне лордозе ЛЛА. Постоји и средња, статистички значајна корелација између положаја сензора С1 и АЛФА и ЛЛА угла, као и средња, статистички значајна корелација између ТКА угла и положаја сензора С2. Не постоји корелација између положаја сензора С3 и било којих инклинацијских углова.

График 28: Скатер дијаграм и регресиона права за угао АЛФА (у степенима) у односу на положај сензора С2 (у степенима).



- x представља положај сензора С2
- y представља АЛФА угао рачунат преко вредности положаја сензора С2
- n=124 број учесника
- r је Пирсонов коефицијент корелације
- p је ниво статистичке значајности

График 29: Скатер дијаграм и регресиона права за угао ЛЛЈА (у степенима) у односу на положај сензора С2 (у степенима)



- x представља положај сензора С2
- y представља ЛЛЈА угао рачунат преко вредности положаја сензора С2
- n=124 број учесника
- r је Пирсонов коефицијент корелације
- p је ниво статистичке значајности

4.7.1 Поређење групе са болом у леђима и контролне групе у односу на релативну изометријску снагу испитиваних мишићних група

У Табели 29 дате су мере изометријске снаге мишићних група екстензора и абдуктора кука, мишића опружача леђа, предњег зупчастог мишића, доњег трапезастог мишића, горњих трбушних мишића, спољашњих ротатора и унутрашњих ротатора кука у целом испитиваном узорку, у групи са болом у леђима и у контролној групи. У случају мишићних група екстензора и абдуктора кука, предњег зупчастог мишића, доњег трапезастог мишића спољашњих ротатора и унутрашњих ротатора кука рачунати су просеци снаге мишића леве и десне стране. Изометријска снага мишића је мерена у њутнима. У табели су дате вредности релативне изометријске снаге мишића у N/kg.

Табела 29: Вредности релативне изометријске снаге свих посматраних мишићних група у целом узорку, у групи са болом у леђима и у контролној групи (вредности изометријске снаге у односу на масу тела, у N/kg).

Сви учесници n=124	просек N/kg	стандардна девијација N/kg	95% интервал поверења N/kg	минимум N/kg	максимум N/kg
екстензори кука	1.95	0.86	1.80-2.10	0.67	4.32
абдуктори кука	1.15	0.30	1.09-1.20	0.38	2.23
опружач леђа	1.90	0.86	1.75-2.05	0.88	4.92
предњи зупчасти м.	1.23	0.29	1.18-1.28	0.58	1.91
доњи трапезасти м.	1.50	0.40	1.43-1.57	0.74	2.84
доњи трбушни мишићи	1.41	0.65	1.29-1.35	0.49	3.45
Спољ. ротатори	0.87	0.25	0.82-0.91	0.38	1.50
унутрашњи ротатори кука	1.04	0.28	0.99-1.09	0.49	1.70
Група са болом у леђима n=62	просек N/kg	стандардна девијација N/kg	95% интервал поверења N/kg	минимум N/kg	максимум N/kg
екстензори кука	1.52	0.61	1.37-1.68	0.67	3.25
абдуктори кука	1.09	0.27	1.02-1.16	0.48	1.81
мишић опружач леђа	1.54	0.67	1.37-1.71	0.88	4.52
предњи зупчасти мишић	1.21	0.27	1.14-1.28	0.58	1.75
доњи трапезасти мишић	1.38	0.34	1.30-1.47	0.74	2.20
доњи трбушни мишићи	1.18	0.48	1.06-1.30	0.49	3.36
спољашњи ротатори кука	0.85	0.24	0.79-0.91	0.49	1.46
унутрашњи ротатори кука	1.02	0.26	0.96-1.09	0.56	1.69
Контролна група n=62	просек N/kg	стандардна девијација N/kg	95% интервал поверења N/kg	минимум N/kg	максимум N/kg
екстензори кука	2.37	0.87	2.15-2.59	0.97	4.32
абдуктори кука	1.20	0.32	1.12-1.28	0.38	2.23
мишић опружач леђа	2.26	0.89	2.03-2.49	1.00	4.92
предњи зупчасти м.	1.25	0.31	1.17-1.33	0.71	1.91
доњи трапезасти м.	1.61	0.43	1.50-1.72	0.79	2.84
доњи трбушни мишићи	1.64	0.72	1.46-1.82	0.65	3.45
спољашњи ротатори кука	0.88	0.25	0.82-0.95	0.38	1.50
унутрашњи ротатори кука	1.06	0.31	0.98-1.14	0.49	1.70

Вредности релативне изометријске снаге мишићне групе екстензора кука у групи деце са болом у леђима је 1.52 ± 0.61 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге мишићне групе екстензора кука у контролној групи деце била је 2.37 ± 0.87 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе екстензора кука у групи деце са болом у леђима и у контролној групи деце добијена је статистички значајна разлика користећи Welch-test (који претпоставља неједнаке варијансе у групама, што је овде био случај), $t(d)=6.31$, $p<0.0001$.**

Вредности релативне изометријске снаге мишићне групе абдуктора кука у групи деце са болом у леђима била је 1.09 ± 0.27 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге мишићне групе абдуктора кука у контролној групи деце била је 1.20 ± 0.32 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе абдуктора кука у групи деце са болом у леђима и у контролној групи деце добијена је статистички значајна разлика користећи t-тест за независне узорке $t=2.11$, $p=0.04$.**

Вредности релативне изометријске снаге мишићне групе опружача леђа у групи деце са болом у леђима је 1.54 ± 0.67 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге мишићне групе опружача леђа у контролној групи деце била је 2.26 ± 0.89 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе опружача леђа у групи деце са болом у леђима и у контролној групи деце добијена је статистички значајна разлика користећи Welch-test (који претпоставља неједнаке варијансе у групама, што је овде био случај), $t(d)=5.08$, $p<0.0001$.**

Вредности релативне изометријске снаге мишићне групе са доминантним предњим зупчастим мишићем у групи деце са болом у леђима је 1.21 ± 0.27 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге мишићне групе са доминантним предњим зупчастим мишићем контролној групи деце била је 1.25 ± 0.31 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе са доминантним предњим**

зупчастим мишићем код деце у групи са болом у леђима и у контролној групи није добијена статистички значајна разлика $t=0.86$, $p=0.39$.

Вредности релативне изометријске снаге мишићне групе доњег трапезастог мишића у групи деце са болом у леђима била је 1.38 ± 0.34 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге мишићне групе доњег трапезастог мишића у контролној групи деце била је 1.61 ± 0.43 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе доњег трапезастог мишића у групи деце са болом у леђима и у контролној групи деце добијена је статистички значајна разлика користећи t-тест за независне узорке , $t=3.31$, $p=0.00012$.**

Вредности релативне изометријске снаге трбушних мишића у групи деце са болом у леђима је 1.18 ± 0.48 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге трбушних мишића у контролној групи деце била је 1.64 ± 0.72 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге трбушних мишића у групи деце са болом у леђима и у контролној групи деце добијена је статистички значајна разлика користећи Welch-test (који претпоставља неједнаке варијансе у групама, што је овде био случај), $t(d)=4.23$, $p<0.0001$.**

Вредности релативне изометријске снаге спољашњих ротатора кука у групи деце са болом у леђима је 0.85 ± 0.24 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге спољашњих ротатора кука у контролној групи деце била је 0.88 ± 0.25 (N/kg \pm СД). Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе са спољашњих ротатора кука код деце у групи са болом у леђима и у контролној групи није добијена статистички значајна разлика $t=-0.66$, $p=0.51$.

Вредности релативне изометријске снаге унутрашњих ротатора кука у групи деце са болом у леђима је 1.02 ± 0.26 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге унутрашњих ротатора кука у контролној групи деце била је 1.06 ± 0.31 (N/kg \pm СД). Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе унутрашњих ротатора кука код деце у групи са болом у леђима и у контролној групи није добијена статистички значајна разлика $t=-0.68$, $p=0.50$.

У Табели 30 дати су point biserial коефицијенти корелације између присуства бола у максималној екстензији трупа и релативне изометријске снаге посматраних група мишића у целој групи деце.

Табела 30: Point biserial коефицијенти корелације између присуства бола у максималној екстензији трупа и релативне изометријске снаге мишића у целој групи деце.

Релативна изометријска снага мишића	Point biserial коефицијент корелације (r)	p
екстензори кука	r=-0.50	p<0.0001
абдуктори кука	r=-0.19	p=0.04
опружач леђа	r=-0.42	p<0.0001
предњи зупчasti мишић	r=-0.08	p=0.39
доњи трапезasti мишић	r=-0.29	p=0.001
доњи трбушни мишићи	r=-0.36	p=0.0005
спољашњи ротатори кука	r=-0.06	p=0.51
унутрашњи ротатори кука	r=-0.06	p=0.50

p-ниво статистичке значајности

4.7.2 Поређење групе девојчица са болом у леђима и контролне групе девојчица у односу на релативну изометријску снагу мишићних група екстензора и абдуктора кука, мишића опружача леђа, предњег зупчастог мишића, доњег трапезастог мишића, горњих трбушних мишића, спољашњих и унутрашњих ротатора кука.

У Табели 31 дате су мере релативне изометријске снагу мишићних група екстензора и абдуктора кука, мишића опружача леђа, предњег зупчастог мишића, доњег трапезастог мишића, горњих трбушних мишића, спољашњих и унутрашњих ротатора кука у целој групи девојчица, у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи девојчица. У случају мишићних група екстензора и абдуктора кука, предњег зупчастог мишића, доњег трапезастог мишића спољашњих и унутрашњих ротатора кука рачунате су средње вредности снаге мишића леве и десне стране. У табели су дате вредности релативне изометријске снаге мишића у N/kg.

Табела 31: Вредности релативне изометријске снаге свих посматраних мишићних група у групи девојчица (вредности изометријске снаге у односу на масу тела, у N/kg).

Група девојчица n=40	просек N/kg	стандардна девијација N/kg	95% интервал поверења N/kg	минимум N/kg	максимум N/kg
екстензори кука	1.99	0.92	1.70-2.28	0.83	4.28
абдуктори кука	1.08	0.30	0.98-1.17	0.48	1.81
мишић опружач леђа	1.99	0.84	1.72-2.25	0.88	3.83
предњи зупчасти мишић	1.12	0.27	1.03-1.20	0.59	1.70
доњи трапезасти мишић	1.43	0.35	1.31-1.54	0.80	2.37
доњи трбушни мишићи	1.43	0.63	1.23-1.64	0.60	2.91
спољашњи ротатори кука	0.90	0.28	0.81-0.99	0.38	1.50
унутрашњи ротатори кука	1.09	0.30	0.99-1.18	0.49	1.69
Група са болом у леђима n=22	просек N/kg	стандардна девијација N/kg	95% интервал поверења N/kg	минимум N/kg	максимум N/kg
екстензори кука	1.64	0.70	1.33-1.95	0.84	3.09
абдуктори кука	1.03	0.30	0.90-1.17	0.48	1.81
мишић опружач леђа	1.68	0.80	1.32-2.03	0.88	3.80
предњи зупчасти мишић	1.14	0.28	1.02-1.27	0.59	1.70
доњи трапезасти мишић	1.34	0.31	1.21-1.48	0.80	1.95
доњи трбушни мишићи	1.19	0.48	0.97-1.40	0.60	2.22
спољашњи ротатори кука	0.91	0.26	0.79-1.02	0.59	1.46
унутрашњи ротатори кука	1.10	0.26	0.98-1.21	0.76	1.69
Контролна група n=18	просек N/kg	стандардна девијација N/kg	95% интервал поверења N/kg	минимум N/kg	максимум N/kg
екстензори кука	2.42	0.99	1.92-2.91	1.09	4.28
абдуктори кука	1.13	0.29	0.99-1.27	0.72	1.71
мишић опружач леђа	2.27	0.73	2.00-2.73	1.29	3.84
предњи зупчасти мишић	1.09	0.26	0.96-1.22	0.71	1.48
доњи трапезасти мишић	1.52	0.37	1.34-1.71	0.96	2.37
доњи трбушни мишићи	1.74	0.66	1.41-2.07	0.85	2.91
спољашњи ротатори кука	0.89	0.31	0.73-1.04	0.38	1.50
унутрашњи ротатори кука	1.08	0.35	0.91-1.25	0.49	1.65

Вредности релативне изометријске снаге мишићне групе екстензора кука у групи девојчица са болом у леђима је 1.64 ± 0.70 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге мишићне групе екстензора кука у контролној групи девојчица била је 2.42 ± 0.99 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе екстензора кука у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи девојчица добијена је статистички значајна разлика користећи Mann Whitney U тест, $Z=2.80$, $p=0.0051$.**

Вредности релативне изометријске снаге мишићне групе абдуктора кука у групи девојчица са болом у леђима је 1.03 ± 0.30 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге мишићне групе абдуктора кука у контролној групи девојчица била је 1.13 ± 0.29 (N/kg \pm СД). Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе абдуктора кука у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи девојчица користећи Mann Whitney U тест није добијена статистички значајна разлика $Z=1.09$, $p=0.28$.

Вредности релативне изометријске снаге мишићне групе опружача леђа у групи девојчица са болом у леђима је 1.68 ± 0.80 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге мишићне групе опружача леђа у контролној групи девојчица била је 2.27 ± 0.73 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе опружача леђа у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи девојчица добијена је статистички значајна разлика користећи Mann Whitney U тест, $Z = 3.15$, $p=0.0016$.**

Вредности релативне изометријске снаге мишићне групе са доминантним предњим зупчастим мишићем у групи девојчица са болом у леђима је 1.14 ± 0.28 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге мишићне групе са доминантним предњим зупчастим мишићем у контролној групи девојчица била је 1.09 ± 0.26 (N/kg \pm СД). Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе са предњим зупчастим мишићем код девојчица у групи са болом у леђима и у контролној групи

девојчица користећи Mann Whitney U тест није добијена статистички значајна разлика $Z = 0.734$, $p = 0.46$.

Вредности релативне изометријске снаге мишићне групе доњег трапезастог мишића у групи девојчица са болом у леђима је 1.34 ± 0.31 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге доњег трапезастог мишића у контролној групи девојчица била је 1.52 ± 0.37 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе доњег трапезастог мишића у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи девојчица користећи Mann Whitney U тест није добијена статистички значајна разлика $Z = 1.577$, $p = 0.11$.**

Вредности релативне изометријске снаге трбушних мишића у групи девојчица са болом у леђима је 1.19 ± 0.48 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге трбушних мишића у контролној групи девојчица била је 1.74 ± 0.66 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге трбушних мишића у групи девојчица са болом у леђима и у контролној групи девојчица добијена је статистички значајна разлика користећи Mann Whitney U тест, $Z = 2.882$, $p = 0.004$.**

Вредности релативне изометријске снаге спољашњих ротатора кука у групи девојчица са болом у леђима је 0.91 ± 0.26 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге спољашњих ротатора кука у контролној групи девојчица била је 0.89 ± 0.31 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге спољашњих ротатора кука код девојчица у групи са болом у леђима и у контролној групи девојчица користећи Mann Whitney U тест није добијена статистички значајна разлика $Z = 0.190$, $p = 0.85$.**

Вредности релативне изометријске снаге унутрашњих ротатора кука у групи девојчица са болом у леђима је 1.10 ± 0.26 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге унутрашњих ротатора кука у контролној групи девојчица била је 1.08 ± 0.35 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге унутрашњих**

ротатора кука код девојчица у групи са болом у леђима и у контролној групи девојчица користећи Mann Whitney U тест није добијена статистички значајна разлика $Z = 0.285$, $p = 0.78$.

У Табели 32 дати су point biserial коефицијенти корелације између присуства бола у максималној екстензији трупа и релативне изометријске снаге посматраних група мишића у групи девојчица.

Табела 32 Point biserial коефицијенти корелације између присуства бола у максималној екстензији трупа и релативне изометријске снаге мишића у групи девојчица.

Релативна изометријска снага мишића	Point biserial коефицијент корелације (r)	p
екстензори кука	r=-0.42	p=0.0062
абдуктори кука	r=-0.17	p=0.30
опружач леђа	r=-0.42	p=0.0074
предњи зупчасти мишић	r=-0.10	p=0.53
доњи трапезасти мишић	r=-0.26	p=0.10
доњи трбушни мишићи	r=-0.45	p=0.004
спољашњи ротатори кука	r=0.03	p=0.87
унутрашњи ротатори кука	r=0.04	p=0.83

p-ниво статистичке значајности

4.7.3 Поређење групе дечака са болом у леђима и контролне групе дечака у односу на релативну изометријску снагу мишићних група екстензора и абдуктора кука, мишића опружача леђа, предњег зупчастог мишића, доњег трапезастог мишића, горњих трбушних мишића, спољашњих и унутрашњих ротатора кука.

Табела 33: Мере релативне изометријске снаге свих посматраних мишићних група у групи дечака (у N/kg).

Група дечака n=84	просек N/kg	стандардна девијација N/kg	95% интервал поверења N/kg	мин. N/kg	макс. N/kg
екстензори кука	1.93	0.84	1.75-2.11	0.70	4.32
абдуктори кука	1.18	0.30	1.12-1.25	0.38	2.23
мишић опружач леђа	1.86	0.88	1.67-2.05	0.94	4.92
предњи зупчасти мишић	1.28	0.29	1.22-1.35	0.58	1.91
доњи трапезасти мишић	1.53	0.42	1.44-1.62	0.74	2.84
доњи трбушни мишићи	1.40	0.67	1.25-1.54	0.49	3.45
спољашњи ротатори кука	0.85	0.23	0.80-0.90	0.42	1.45
унутрашњи ротатори кука	1.02	0.28	0.96-1.08	0.50	1.70
Група са болом у леђима n=40	просек N/kg	стандардна девијација N/kg	95% интервал поверења N/kg	минимум N/kg	максимум N/kg
екстензори кука	1.46	0.55	1.28-1.64	0.67	3.25
абдуктори кука	1.12	0.25	1.04-1.20	0.67	1.72
мишић опружач леђа	1.47	0.57	1.29-1.65	0.94	4.52
предњи зупчасти мишић	1.24	0.27	1.16-1.33	0.58	1.75
доњи трапезасти мишић	1.40	0.35	1.29-1.52	0.74	2.20
доњи трбушни мишићи	1.17	0.48	1.02-1.33	0.49	3.36
спољашњи ротатори кука	0.82	0.22	0.75-0.89	0.49	1.40
унутрашњи ротатори кука	0.98	0.26	0.90-1.07	0.56	1.69
Контролна група n=44	просек N/kg	стандардна девијација N/kg	95% интервал поверења N/kg	минимум N/kg	максимум N/kg
екстензори кука	2.36	0.82	2.11-2.61	0.97	4.32
абдуктори кука	1.23	0.33	1.13-1.33	0.38	2.23
мишић опружач леђа	2.21	0.96	1.92-2.50	1.00	4.92
предњи зупчасти мишић	1.32	0.31	1.22-1.41	0.76	1.91
доњи трапезасти мишић	1.65	0.45	1.51-1.78	0.79	2.84
доњи трбушни мишићи	1.60	0.75	1.37-1.83	0.65	3.45
спољашњи ротатори кука	0.88	0.23	0.81-0.95	0.42	1.45
унутрашњи ротатори кука	1.05	0.29	0.96-1.14	0.50	1.70

У Табели 33 дате су мере релативне изометријске снагу мишићних група екстензора и абдуктора кука, мишића опружача леђа, предњег зупчастог мишића, доњег трапезастог мишића горњих трбушних мишића и спољашњих и унутрашњих ротатора кука у целој групи дечака, у групи са болом у леђима и у контролној групи. У случају мишићних група екстензора и абдуктора кука, предњег зупчастог мишића, доњег трапезастог мишића и спољашњих и унутрашњих ротатора кука рачунати су просеци снаге мишића леве и десне стране. У табели су дате вредност релативне изометријске снаге мишића у N/kg.

Релативна изометријска снага мишићне групе екстензора кука у групи дечака са болом у леђима је 1.46 ± 0.55 (N/kg \pm СД), а релативна изометријске снаге мишићне групе екстензора кука у контролној групи дечака била је 2.36 ± 0.82 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе екстензора кука у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака користећи Mann Whitney U тест, добијено је да је релативна изометријска снага у контролној групи дечака статистички значајно већа од релативне изометријске снаге код групе са болом у леђима ($Z=5.39$, $p<0.0001$).**

Релативна изометријска снага мишићне групе абдуктора кука у групи дечака са болом у леђима је 1.12 ± 0.25 (N/kg \pm СД), а релативна изометријске снаге мишићне групе абдуктора кука у контролној групи дечака била је 1.23 ± 0.33 (N/kg \pm СД). Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе абдуктора кука у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака користећи Mann Whitney U тест није добијена статистички значајна разлика ($Z=1.56$, $p=0.12$).

Релативна изометријска снага мишићне групе опружача леђа у групи дечака са болом у леђима је 1.47 ± 0.57 (N/kg \pm СД), а вредност релативне изометријске снаге мишићне групе опружача леђа у контролној групи дечака била је 2.21 ± 0.96 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе опружача леђа у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака добијено је да је релативна изометријска снага у контролној групи дечака статистички**

значајно већа од релативне изометријске снаге код групе са болом у леђима користећи Mann Whitney U тест, $Z = 4.635$, $p < 0.0001$.

Релативна изометријска снага мишићне групе са доминантним предњим зупчастим мишићем у групи дечака са болом у леђима је 1.24 ± 0.27 (N/kg \pm СД), а релативна изометријска снага мишићне групе са доминантним предњим зупчастим мишићем у контролној групи дечака била је 1.32 ± 0.31 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе са доминантним сератусом антериор код дечака у групи са болом у леђима и у контролној групи дечака користећи Mann Whitney U тест није добијена статистички значајна разлика $Z = 1.151$, $p = 0.25$.**

Релативна изометријска снага мишићне групе доњег трапезастог мишића у групи дечака са болом у леђима била је 1.34 ± 0.31 (N/kg \pm СД), а релативна изометријска снага мишићне групе доњег трапезастог мишића у контролној групи дечака била је 1.52 ± 0.37 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе доњег трапезастог мишића у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака добијено је да је релативна изометријска снага у контролној групи дечака статистички значајно већа од релативне изометријске снаге код групе са болом у леђима користећи Mann Whitney U тест ($Z = 2.835$, $p = 0.0046$).**

Релативна изометријска снага трбушних мишића у групи дечака са болом у леђима је 1.17 ± 0.48 (N/kg \pm СД), а релативна изометријска снага трбушних мишића у контролној групи дечака била је 1.60 ± 0.75 (N/kg \pm СД). **Поређењем релативне изометријске снаге мишићне групе трбушних мишића у групи дечака са болом у леђима и у контролној групи дечака добијено је да је релативна изометријска снага у контролној групи дечака статистички значајно већа од релативне изометријске снаге код групе са болом у леђима користећи Mann Whitney U тест ($Z = 3.014$, $p = 0.0026$).**

Релативна изометријска снага спољашњих ротатора кука у групи дечака са болом у леђима је 0.82 ± 0.22 (N/kg \pm СД), а релативна изометријска снага спољашњих

ротатора кука у контролној групи дечака била је 0.88 ± 0.23 (N/kg \pm СД). Поређењем релативне изометријске снаге спољашњих ротатора кука код дечака у групи са болом у леђима и у контролној групи дечака користећи Mann Whitney U тест није добијена статистички значајна разлика $Z = 1.048$, $p = 0.29$.

Релативна изометријска снага унутрашњих ротатора кука у групи дечака са болом у леђима је 0.98 ± 0.26 (N/kg \pm СД), а релативна изометријска снага унутрашњих ротатора кука у контролној групи дечака била је 1.05 ± 0.29 (N/kg \pm СД). Поређењем релативне изометријске снаге унутрашњих ротатора кука код дечака у групи са болом у леђима и у контролној групи дечака користећи Mann Whitney U тест није добијена статистички значајна разлика $Z = 1.021$, $p = 0.31$.

У Табели 34 дати су point biserial коефицијенти корелације између присуства бола у максималној екстензији трупа и релативне изометријске снаге посматраних група мишића у групи дечака.

Табела 34: Point biserial коефицијенти корелације између присуства бола у максималној екстензији трупа и релативне изометријске снаге мишића у групи дечака.

Релативна изометријска снага мишића	Point biserial коефицијент корелације (r)	p
екстензори кука	r=-0.54	p<0.0001
абдуктори кука	r=-0.18	p=0.094
опружач леђа	r=-0.43	p<0.0001
предњи зупчасти мишић	r=-0.13	p=0.23
доњи трапезасти мишић	r=-0.29	p=0.0073
доњи трбушни мишићи	r=-0.32	p=0.0027
спољашњи ротатори кука	r=-0.12	p=0.27
унутрашњи ротатори кука	r=-0.12	p=0.26

p-ниво статистичке значајности

4.8 Одређивање асоцијације присуства бола у максималној екстензији, АЛФА угла већи или једнак 20 степени (повећан степен лордозе) и присуства дискинезије лумбалног сегмента кичменог стуба у екстензији

Укупно 62 деце је имало угао АЛФА 20 степени или већи, од којих 23 девојчице и 39 дечака. Од тих 62 деце, 56 њих је имало бол у леђима, а 6 њих није имало бол у леђима. Од 23 девојчице са углом АЛФА већим или једнаким 20 степени, 19 је имало бол у леђима, а 4 није. Од 39 дечака са углом АЛФА већим или једнаким 20 степени, 37 је имало бол у леђима, а 2 није.

Укупно код 60 деце је постојала дискинезија лумбалног сегмента кичменог стуба у екстензији, од тога су 22 биле девојчице, а 38 дечаци. Од њих 60, 51 је имало бол у лумбалном делу леђа, а 9 није имало бол. Од 22 девојчице, 18 је имало бол, а 4 није, а од 38 дечака, 33 је имало бол, а 5 није.

У овом делу наводимо Phi коефицијенте асоцијације ових фактора.

Phi коефицијент асоцијације између присуства бола у максималној екстензији, и АЛФА угла већег од 20 степени је 0.81 ($p < 0.00001$).

Phi коефицијент асоцијације између присуства бола у максималној екстензији, и присуства дискинезије лумбалног сегмента кичменог стуба у екстензији је 0.68 ($p < 0.00001$).

Phi коефицијент асоцијације између АЛФА угла већег од 20 степени (повећан степен лордозе) и присуства дискинезије лумбалног сегмента кичменог стуба у екстензији је 0.71 ($p < 0.00001$).

4.9 Одређивање асоцијације Томасовог теста и присуства бола у максималној екстензији, и АЛФА угао већег од 20 степени

У групи од 124 деце, Томасов тест је био позитиван 14 пута и то 2 пута код деце које су имала бол и 12 пута код деце која нису имала бол у екстензији.

Phi коефицијент асоцијације између Томасовог теста и присуства бола у максималној екстензији је -0.25482 ($p= 0.995$).

У групи од 124 деце Томасов тест је био позитиван 3 пута код деце која имају већи од 20° АЛФА угао и 11 пута код деце која имају мањи од 20° АЛФА угао.

Phi коефицијент асоцијације између Томасовог теста и угла АЛФА већег од 20 степени је -0.20386 ($p= 0.977$).

4.10 Одређивање коефицијената корелације између инклинацијских углова кичме и изометријске снаге мишићних група.

4.10.1 Одређивање коефицијената корелације између инклинацијских углова кичме и изометријске снаге мишићних група у целој испитиваној групи

У Табели 35 дати су коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичме и изометријске снаге мишићних група у целој групи деце.

Табела 35: Коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичме и изометријске снаге мишићних група у целој групи деце.

	АЛФА	БЕТА	ГАМА	ЛЛА	ТКА
екстензори кука	-0.60 p<0.0001	-0.35 p=0.0001	-0.31 p=0.0003	0.58 p<0.0001	0.36 p<0.0001
абдуктори кука	-0.30 p=0.0008	-0.01 p=0.91	0.05 p=0.585	0.19 p=0.0310	-0.03 p=0.7742
мишић опружач леђа	-0.46 p<0.0001	-0.50 p<0.0001	-0.42 p<0.0001	0.57 p<0.0001	0.51 p<0.0001
предњи зупчасти мишић	-0.12 p=0.17	-0.03 p=0.72	-0.07 p=0.4267	0.10 p=0.2832	0.06 p=0.5042
доњи трапезаст мишић	-0.38 p<0.0001	-0.21 p=0.02	-0.25 p=0.0055	0.36 p<0.0001	0.27 p=0.0022
доњи трбушни мишићи	-0.43 p<0.0001	-0.32 p=0.0003	-0.27 p=0.0022	0.45 p<0.0001	0.32 p=0.0003
спољашњи ротатори кука	-0.23 p=0.0086	-0.15 p=0.1018	-0.11 p=0.2297	0.23 p=0.0095	0.14 p=0.1258
унутрашњи ротатори кука	-0.22 p=0.0128	-0.20 p=0.0264	-0.19 p=0.0321	0.25 p=0.0045	0.22 p=0.0163

У табели су дати коефицијенти корелације r и вредности нивоа статистичке значајности p

Угао АЛФА је у високој корелацији са релативном изометријском снагом екстензора кука, у средњој корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа, трбушних мишића, са релативном изометријском снагом доњег трапезастог мишића и абдуктора кука. Све ове корелације су статистички значајне,

Угао БЕТА је у високој корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа, а у средњој корелацији са релативном изометријском снагом екстензора кука и трбушних мишића.

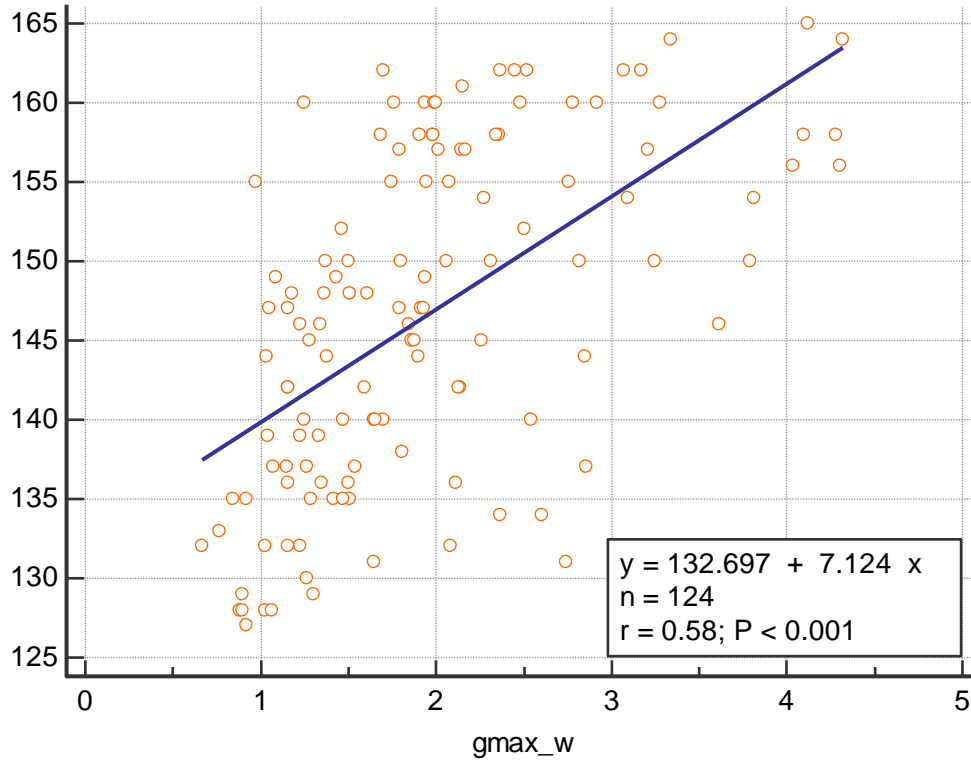
Угао ГАМА је у средњој корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа и са релативном изометријском снагом екстензора кука.

Угао ЛЛА је у високој корелацији са релативном изометријском снагом екстензора кука, а у нешто нижој, али такође високој корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа. Такође је у средњој корелацији са релативном изометријском снагом трбушних мишића и доњег трапезастог мишића и са малом, али статистички значајном корелацијом са релативном изометријском снагом абдуктора кука.

Угао ТКА је у високој корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа, а у средњој статистички значајном корелацијом са релативном изометријском снагом екстензора кука и трбушних мишића.

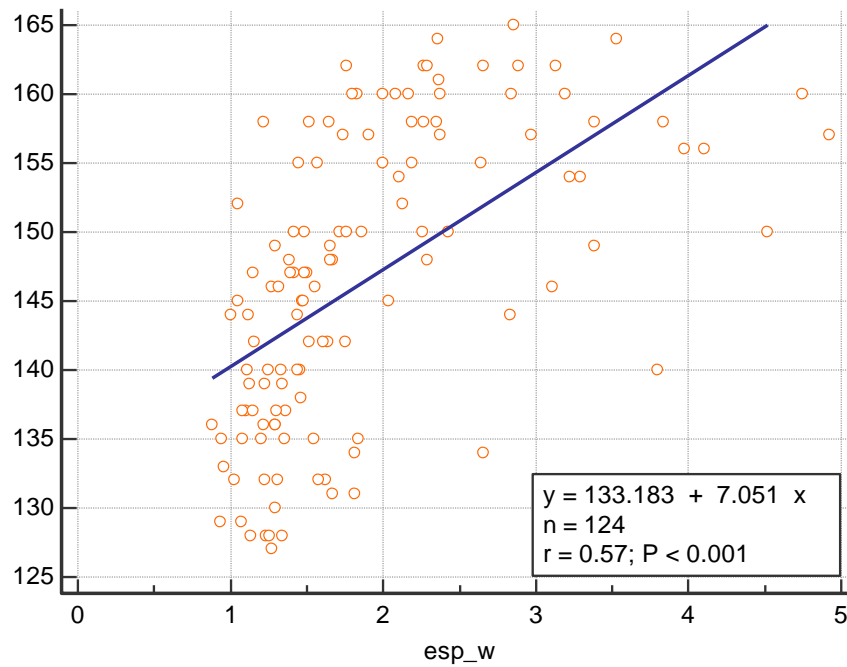
На Графицима 30, 31, 32 и 33 су дате регресионе праве и одговарајуће једначине за случајеве кад су коефицијенти корелације највећи, за ЛЛА и ТТК.

График 30: Скатер дијаграм и регресиона права за угао ЛЛЈА у односу на релативну изометријску снагу групе мишића екстензора кука, мерену у N/kg.



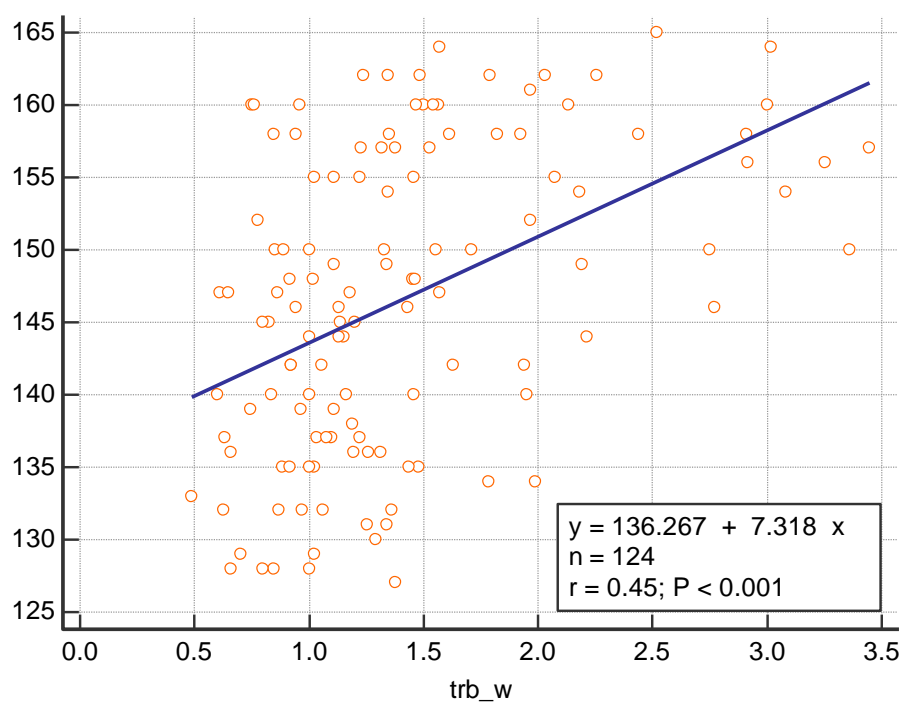
- x узима вредности релативне изометријске снаге групе мишића екстензора кука
- у представља ЛЛЈА угао рачунат преко изометријске снаге групе мишића екстензора кука
- $n=124$ број учесника
- r је Пирсонов коефицијент корелације
- p је ниво статистичке значајности

График 31: Скатер дијаграм и регресиона права за угао ЛЛА у односу на релативну изометријску снагу групе мишића са доминантним опружачем леђа мерену у N/kg.



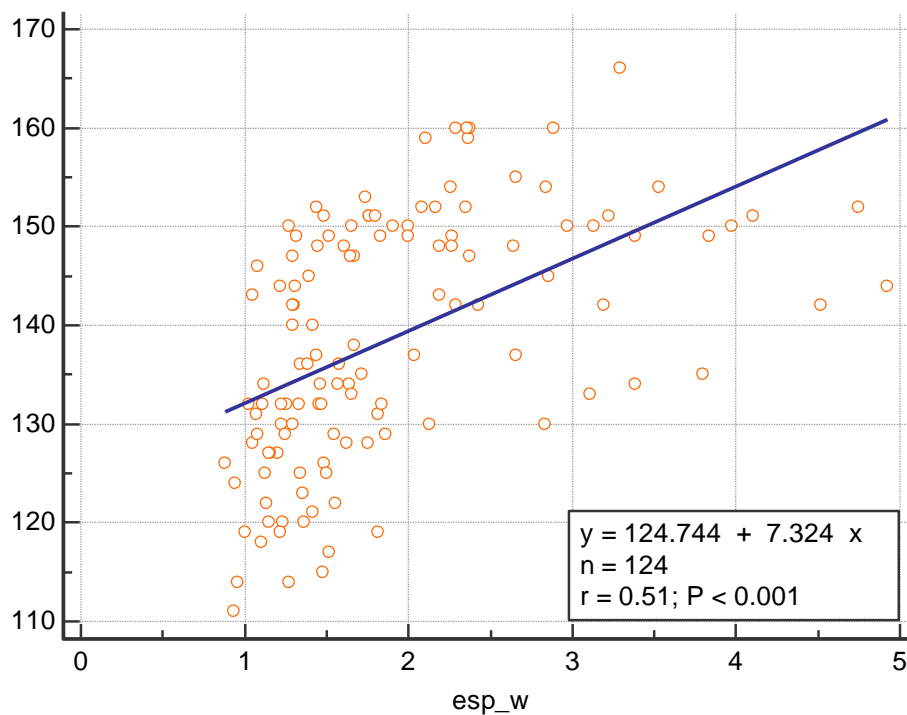
- x представља релативну изометријску снагу групе мишића са доминантним опружачем леђа
- y представља ЛЛА угао рачунат преко изометријске снагу групе мишића са доминантним опружачем леђа
- n=124 број учесника
- r је Пирсонов коефицијент корелације
- p је ниво статистичке значајности

График 32: Скатер дијаграм и регресиона права за угао ЛЛА у односу на релативну изометријску снагу трбушних мишића мерену у N/kg.



- x представља релативну изометријску снагу трбушних мишића
- y представља ЛЛА угао рачунат преко релативне изометријске снагу трбушних мишића
- n=124 број учесника
- r је Пирсонов коефицијент корелације
- p је ниво статистичке значајности

График 33: Скатер дијаграм и регресиона права за угао ТКА у односу на релативну изометријску снагу групе мишића са доминантним опружачем леђа мерену у N/kg.



- x представља релативну изометријску снагу групе мишића са доминантним опружачем леђа
- y представља ТКА угао рачунат преко изометријске снагу групе мишића са доминантним опружачем леђа
- n=124 број учесника
- r је Пирсонов коефицијент корелације
- p је ниво статистичке значајности

4.10.2 Одређивање коефицијената корелације између инклинацијских углова кичме и релативне изометријске снаге мишићних група у групи девојчица

У Табели 36 дати су коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичме и релативне изометријске снаге мишићних група у групи девојчица

Табела 36: Коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичме и релативне изометријске снаге мишићних група у групи девојчица

	АЛФА	БЕТА	ГАМА	ЛЛА	ТКА
екстензори кука	-0.66 p<0.0001	-0.31 p=0.0484	-0.06 p=0.7004	0.56 p<0.0001	0.21 p=0.2025
абдуктори кука	-0.47 p<0.0001	-0.25 p=0.1276	-0.04 p=0.8174	0.41 p=0.0083	0.15 p=0.3433
мишић опружач леђа	-0.51 p<0.0001	-0.40 p=0.0112	-0.22 p=0.1744	0.52 p<0.0001	0.35 p=0.0272
предњи зупчasti мишић	-0.02 p=0.17	-0.04 p=0.8209	-0.02 p=0.8209	0.03 p=0.8412	0.004 p=0.9808
доњи трапезаста мишић	-0.39 p<0.0001	-0.18 p=0.2646	-0.32 p=0.0454	0.33 p<0.0383	0.30 p=0.0625
доњи трбушни мишићи	-0.55 p<0.0001	-0.34 p=0.0323	-0.08 p=0.644	0.51 p=0.0007	0.2275 p=0.1579
спољашњи ротатори кука	-0.29 p=0.0711	-0.01 p=0.9482	0.09 p=0.5804	0.18 p=0.2669	-0.05 p=0.7528
унутрашњи ротатори кука	-0.28 p=0.0801	-0.03 p=0.8617	0.04 p=0.8046	0.18 p=0.2556	-0.01 p=0.9489

У табели су дати коефицијенти корелације r и вредности нивоа статистичке значајности p

Угао АЛФА је у високој корелацији са релативном изометријском снагом екстензора кука, и такође у високој корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа и трбушних мишића, а у средњој корелацији са релативном изометријском снагом абдуктора кука и доњег трапезастог мишића. Све ове корелације су статистички значајне,

Угао БЕТА је у средњој корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа, екстензора кука и трбушних мишића.

Угао ГАМА је у средњој корелацији са релативном изометријском снагом доњег трапезастог мишића.

Угао ЛЛА је у високој корелацији са релативном изометријском снагом екстензора кука, као и са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа и трбушних мишића. Такође је у средњој корелацији са релативном изометријском снагом абдуктора кука и доњег трапезастог мишића.

Угао ТКА је у средњој, статистички значајној корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа и доњег трапзијуса.

4.10.3 Одређивање коефицијената корелације између инклинацијских углова кичме и релативне изометријске снаге мишићних група у групи дечака

У Табели 37 дати су коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичме и релативне изометријске снаге мишићних група у групи дечака.

Угао АЛФА је у високој корелацији са релативном изометријском снагом екстензора кука, а у средњој корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа, трбушних мишића и доњег трапезастог мишића. Све ове корелације су статистички значајне.

Угао БЕТА је у високој корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа а у средњој корелацији са релативном изометријском снагом екстензора кука и трбушних мишића. Све ове корелације су статистички значајне.

Угао ГАМА је у високој корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа а у средњој корелацији са релативном изометријском снагом екстензора кука и трбушних мишића.

Угао ЛЛА је у високој корелацији релативном изометријском снагом опружача леђа, а у нешто нижој корелацији са релативном изометријском снагом екстензора кука. Такође је у средњој корелацији са релативном изометријском снагом трбушних мишића и са ниском али статистички значајном корелацијом са релативном изометријском снагом доњег трапезастог мишића.

Угао ТКА је у високој корелацији са релативном изометријском снагом мишићне групе опружача леђа и екстензора кука, а у средњој корелацији са релативном изометријском снагом трбушних мишића.

Табела 37. Коефицијенти корелације између инклинацијских углова кичме и релативне изометријске снаге мишићних група у групи дечака.

	АЛФА	БЕТА	ГАМА	ЛЛА	ТКА
екстензори кука	-0.59 P<0.0001	-0.37 P=0.0005	-0.42 P<0.0001	0.59 P<0.0001	0.43 P<0.0001
абдуктори кука	-0.20 P=0.0644	0.07 P=0.5267	0.03 P=0.7636	0.09 P=0.4174	-0.05 P=0.6305
мишић опружач леђа	-0.46 P<0.0001	-0.54 P<0.0001	-0.50 P<0.0001	0.61 P<0.0001	0.56 P<0.0001
предњи зупчасти мишић	-0.13 P=0.2497	-0.06 P=0.5831	-0.20 P=0.0717	0.12 P=0.2908	0.15 P=0.1751
доњи трапезасти мишић	-0.37 P=0.0005	-0.24 P=0.0283	-0.27 P=0.0117	0.38 P<0.0004	0.28 P=0.0099
доњи трбушни мишићи	-0.38 P=0.0003	-0.31 P=0.0041	-0.35 P=0.0013	0.43 P<0.0001	0.36 P=0.0009
спољашњи ротатори кука	-0.23 P=0.0347	-0.21 P=0.0515	-0.18 P=0.1006	0.27 P=0.1006	0.21 P=0.0547
унутрашњи ротатори кука	-0.22 P=0.0429	-0.27 P=0.0133	-0.26 P=0.0152	0.29 P=0.0060	0.29 P=0.0079

У табели су дати коефицијенти корелације r и вредности нивоа статистичке значајности p

4.11 Модел логистичке регресије за присуство бола

Да бисмо одредили овај модел, као зависну, бирали смо променљиву која представља присуство бола у екстензији, а као почетне независне променљиве узели смо АЛФА угао, ЛЛА угао, снагу екстензора кука, ИТМ и положај сензора С2.

У Табели 38 дати су резултати логистичке регресије.

Табела 38. Резултати stepwise логистичке регресије

Променљива	кофицијент	Стандардна грешка	Wald χ^2	p	OR (однос квота)	95% интервал поверења OR
ЛЛА	-0.21724	0.053627	16.4107	0.0001	0.8047	0.724 - 0.894
С2	-0.058999	0.016171	13.3119	0.0003	0.9427	0.913 - 0.973
константа	31.83536	7.86168	16.3979	0.0001		

p вредност нивоа статистичке значајности

ЛЛА угао лумбалне лордозе

С2 положај сензора С2

Способност дискриминације ROC (Receiver Operating Characteristics) криве, према вредности површине испод криве (0,961) тест је била одлична. Ова вредност показује колико добро модел може да разврста случајеве са болом у екстензији и без бола у односу на вредности променљивих ЛЛА и положај инерцијалног сензора С2.

Однос шанси за угао ЛЛА је око 0.8, што значи да би један степен мањи угао ЛЛА повећао изгледе за бол у леђима за 20% (уз заузимање константног положаја сензора С2). Однос шанси за положај С2 је 0,9427, што значи да би за један степен промењен положај сензора у С2 смањио шансе за бол у леђима у екстензији за око 5.7% (уз узимање константног угла ЛЛА).

Добијени су коефицијенти **-0.22** за ЛЛА, **-0,059** за положај С2 и константа 31.84. Следи да је вероватноћа да ће млади спортиста имати бол у леђима при екстензији дата формулом (1).

$$P(x) = 1 / (1 + e^{(-0.22 \text{ ЛЛА} - 0.059 \text{ С2} + 31.84)}) \quad (1)$$

$P(x)$ је вероватноћа да ће спортиста ове студије имати бол у леђима и максималној екстензији, ЛЛА вредност угла лумбалне лордозе, а С2 положај сензора С2.

4.12 Модел вишеструке линеарне регресије за угао лумбалне лордозе (ЛЛА)

У овом моделу вишеструке линеарне регресије као зависну променљиву бирамо угао лумбалне лордозе (ЛЛА), а као почетне независне променљиве узимамо снагу екстензора кука, снагу мишићне групе опружача леђа, снагу трбушних мишића, ИТМ и положај сензора С2.

На крају у моделу остају променљиве ИТМ, положај сензора С2 и снага мишићне групе опружача леђа (ЕС). Снага екстензора кука, иако је у већој корелацији са ЛЛА него снага опружача леђа испада из модела због мулти-колинеарности, јер су те две променљиве (снага опружача леђа и снага екстензора кука) у великој међусобној корелацији.

Табела 39: Резултати вишеструке линеарне регресије за ЛЛА

Променљиве	коэффициент	Ст.грешка	r (парциј.)	t	p	VIF
константа	154.7945					
ИТМ	-0.7888	0.1873	-0.3601	-4.211	<0.0001	1.056
ЕС	3.8407	0.7482	0.4258	5.133	<0.0001	1.229
С2	0.2082	0.02415	0.6201	8.622	<0.0001	1.199

ИТМ-индекс телесне масе

ЕС -релативна изометријска снага опружача леђа

С2 -вредност положаја сензора С2

r- вредност парцијалне корелације

t- коэффициент из табеле подељен са стандардном грешком

p- ниво статистичке значајности

VIF – фактор инфлације варијансе (engl.variance inflation factor)

R^2 коэффициент детерминације је 0.6347, а R^2 прилагођено 0.6255.

Вишеструки коэффициент корелације је око 0.80.

Пошто су VIF (variance inflation factor) вредности релативно мале, нема мултиколинеарности. VIF је вредност која говори о томе да ли су независне променљиве које су задржане у моделу мултиколинеарне (тј да имају приближно пропорционалне вредности) и ако је VIF вредност висока, онда добијен модел не би био добар.

Следи регресиона формула за ЛЛА (угао лумбалне лордозе) преко ИТМ, снаге опружача леђа ЕС и вредности сензора С2.

$$\text{ЛЛА} = -0.79 \times \text{ИТМ} + 3.84 \times \text{ЕС} + 0.21 \times \text{С2} + 154.79 \quad (2)$$

ЛЛА- угао лумбалне лордозе

ИТМ-индекс телесне масе

ЕС -релативна изометријска снага опружача леђа

С2 -вредност положаја сензора С2

4.13 Модел вишеструке линеарне регресије за угао торакалне кифозе (ТКА)

У овом моделу вишеструке линеарне регресије као зависну променљиву бирамо угао торакалне кифозе (ТКА), а као почетне независне променљиве узимамо снагу екстензора кука, снагу мишићне групе опружача леђа, снагу трбушних мишића, ИТМ, положаје сензора С1 и С2 као и године тренирања и број сати тренирања. Након неколико комбинација почетних променљива у моделу остаје само снага мишићне групе опружача леђа. Остале променљиве испадају из модела јер имају ниже степене корелације са ТКА.

Табела 40: Резултати вишеструке линеарне регресије за ТКА

Променљиве	кофицијент	Ст.грешка	г (парциј.)	t	p	VIF
константа	124.6860					
ЕС	7.3133	1.1280	0.5078	6.483	<0.0001	1.000

ЕС –релативна изометријска снага опружача леђа

г- вредност парцијалне корелације

t- коефицијент из табеле подељен са стандардном грешком

p- ниво статистичке значајности

VIF – фактор инфлације варијансе (engl.variance inflation factor)

R^2 коефицијент детерминације је 0.2578, а R^2 прилагођено 0.2517.

Вишеструки коефицијент корелације је око 0.51.

Следи регресиона формула за ТКА (угао торакалне кифозе) преко ЕС (релативне изометријске снаге опружача леђа) .

$$\text{ТКА}=7.31 \times \text{ЕС}+124.69 \quad (3)$$

ТКА - угао торакалне кифозе

ЕС - релативна изометријске снаге опружача леђа

5. Дискусија

У овој студији су изучавани неки од фактора који су повезани са болом у лумбалном делу кичменог стуба приликом екстензије код деце која се баве спортом, као и неки од фактора који су по нашој претпоставци повезани са повећаним угловима лумбалне лордозе (ЛЛА) и торакалне кифозе (ТКА).

5.1

Што се тиче антропометријских карактеристика и карактеристика које се тичу дужине тренинга и броја сати тренинга месечно, резултати ове студије су показали да су и бол у лумбалном делу кичменог стуба приликом екстензије, као и инклинацијске кривине кичменог стуба највише у корелацији са индексом телесне масе. С обзиром да је вредност индекса телесне масе у овој студији статистички значајно већа у групи деце са болом у леђима, у односу на контролну групу претпостављамо да индекс телесне масе може да буде повезан са болом у леђима. Вредност индекса телесне масе статистички је значајно већи и у групи дечака са болом у леђима од индекса телесне масе у контролној групи дечака, тако да се може закључити да индекс телесне масе може да буде повезан са болом у леђима код дечака. Вредност индекса телесне масе је код девојчица већа у групи са болом у леђима од индекса телесне масе у контролној групи, али та разлика није статистички значајна. Може се закључити да је индекс телесне масе код девојчица мање повезан са болом у леђима него код дечака.

Утицај индекса телесне масе на лумбални бол је проучаван у литератури, тако да наши резултати потврђују налазе ранијих истраживања [102,103]. У клиничкој студији пресека Чоудурија (Chowdhury) и сарадника [102] спроведеној од јануара 2009 до децембра 2011 у градовима Даки и Читагонгу, са 357 учесника, у којој су присуство бола у леђима испитивали на случајном узорку преко упитника, утврђено да је постоји статистички значајна повезаност повећаног индекса телесне масе и бола у лумбалном делу леђа. Један од закључака кохорт студије Смука (Smuck) и сарадника [103] са 6,796 учесника из “2003-2004 National Health and Nutrition

Examination Survey” у Сједињеним Америчким Државама (САД) је да је повећан индекс телесне масе један од фактора ризика за појаву бола у лумбалном делу леђа код Американаца. Прецизније, утврђено је да се у популацији САД, ризик од бола у доњем делу леђа повећава, како се повећава и БМИ: инциденција бола у доњем делу леђа је 2,9% за нормалан БМИ (20-25кг/м²), 5,2% за прекомерну телесну масу (26-30кг/м²), 7,7% код гојазности (31-35 кг/м²) и 11,6% код ултрагојазности (36+ кг/м²).

Циљ лонгитудиналне студије Схирија (Shiri) и сарадника [104] на 1224 младих Финаца (24-39 година) био је да се проуче ефекти гојазности, физичке активности и промене физичке активности на учесталост болова у доњем делу леђа и истражи да ли гојазност модификује ефекте физичке активности. Утврђено је да је гојазност мерена преко обима струка један од фактора ризика за појаву специфичног бола у лумбалном делу леђа. На почетку студије 2001 године нико од учесника није имао бол у доњем делу леђа у протеклих годину дана, а подаци су узети 2001 и 2007 године. Закључак је био да су гојазност и низак ниво физичке активност фактори ризика за специфичну врсту бола у доњем делу леђа.

У кохорт студији Палмера (Palmer) и сарадника [105], узорак од 466997 деце од четврте од петнаесте године је посматран са циљем да се утврди повезаност између година, пола, социоекономског статуса, БМИ и повремених бола у леђима у општој популацији деце у Каталонији. Резултати ове студије се слажу са нашим резултатима, да деца веће телесне масе имају већи ризику од бола у леђима. У овој студији је такође утврђено да женска деца имају већи ризик од бола у леђима у општој популацији (што у нашој студији код деце која се активно баве спортом није утврђено). Такође у овој студији је утврђено да деца лошијег социо-економског статуса имају већи ризик од бола у леђима. Наша студија није се узимала у обзир социо-економски статус деце.

Што се тиче осталих карактеристика, као што су пол, старост, врста спорта, дужина тренирања и број часова тренинга недељно, наша студија није показала да постоји статистички значајна разлика у овим факторима између проучаване и контролне

групе. У раду Патела и Кинселе (Patel, Kinsella) [106] наведени су спортови са већом преваленцијом болова у леђима код младих спортиста. То су : амерички фудбал, кошарка, плес, роњење, брзо куглање у крикет голфу, гимнастика, хокеј на леду, спортови са рекетом, веслање, рагби, трчање, дизање тегова и рвање. Студија Пурцела и Мичелија (Purcell, Micheli) [107] је такође утврдила да је бол у доњем делу леђа повезан са спортовима који укључују понављање екстензија, флексија и ротација, као што су гимнастика, плес и фудбал. Већина спортова која су деца у нашој студији тренирала су на овој листи (фудбал, кошарка, хокеј на леду, борилачки спортови, балет и плес и други), а како је већ констатовано, у нашој студији није примећена разлика у односу на бол у леђима и врсте спорта. Наиме, поређењем структуре спортова у групи са болом у леђима и контролној групи Хи² тестом, у нашој студији није добијена статистички значајна разлика у спортовима између две групе. $X^2=4.24$, $p=0.75$.

У нашој студији узорци су били превише мали да би поређење структуре спортова у женској или мушкој групи са болом у лумбалном делу леђа приликом екстензије и одговарајућој контролној групи имало статистички значај, тако да су само графички представљене структуре спортова у женској групи са боловима у леђима и контролној групи, као и у мушкој групи са боловима у леђима и контролној групи. Такође су графички представљене и групе са и без болова у леђима по појединачним спортовима, у целој групи, као и у мушкој и женској групи. Пошто је био заступљен велики број различитих спортова, број деце која су тренирала исте спортове је био мало да би се могло добити статистички значајно поређење.

У споменутом раду Патела и Кинселе наводи се да је већи ризик за јављање бола дуже тренирање и улазак у брз пубертетски раст. У нашој студији у групи девојчица са болом у леђима телесна висина је већа него у контролној групи девојчица, а та разлика је на граници да буде статистички значајна ($p=0.06$). Такође група девојчица са болом у леђима тренира и дуже од контролне групе, и та разлика је на граници да буде статистички значајна ($p=0.07$). У групи дечака са болом у леђима већи је број година тренирања него у контролној групи, и та разлика је на граници да буде статистички значајна ($p=0.06$), што је резултат који се може упоредити са споменутиим закључцима рада Патела и Кинселе [106]. У епидемиолошкој студији

Шмита [Schmidt] и сарадника утврђено је да је бол у леђима повезан са учешћем у спорту и такође са индивидуалним такмичарским нивоом [108].

5.2

У нашој студији добијен је резултат да се сви посматрани инклинацијски углови сегмената кичменог стуба статистички значајно разликују у групи са болом у лумбалном делу леђа при екстензији у односу на контролну групу. Код бола у доњем делу леђа при максималној екстензији угао лумбалне лордозе је статистички значајно већи у поређењу са контролном групом. Такође коефицијент корелације између присуства бола приликом екстензије и угла лумбалне лордозе је веома висок. Објашњење за овај резултат би могло бити веће оптерећење од нормалног на зигоапофизеалним зглобовима код постојања повећане лордозе. Наиме, познато је да се 14% оптерећења при ходу дешава на зигоапофизеалним зглобовима лумбалног сегмента кичменог стуба, а 84% оптерећења компресије се дешавају на телу пршљенова, на предњем делу кичменог стуба [9]. У хиперлордозе се повећава оптерећење на зигоапофизеалне зглобове (више од 14%) и они су у већој опасности од микро трауме која се често дешава па постоји велика могућност брзог развоја дегенеративног процеса у зигоапофизеалним зглобовима лумбалног сегмента кичменог стуба, наводе аутори Гилеспи и Дикеј (Gillespie, Dickey)[109] и Јорио, Јакои и Сингла (Jorio, Jakoi, Singla) [110]. Зигоапофизеални зглобови су густо инервисани, ту се налазе нерви, као што су сензорни нерви, симпатикусни нерви и нерви проприоцепције. Из тог разлога свако инфламаторно стање прави бол у зигоапофизеалним зглобовима и прави бол у леђима. Зигоапофизеални зглоб чини задњи део зида вертебралног канала којим пролази кичмена мождина [111]. У ретроспективној студији Џенча (Jentsch) и сарадника [112], анализом 620 СТ (computed tomography) снимака утврђена је висока корелација између степена лумбалне лордозе и степена оштећења зигоапофизеалних зглобова. Закључак је да је због тога хиперлордоза повезана са болом у лумбалном делу леђа.

Ако дође до развоја дегенеративног процеса у зигоапофизеалним зглобовима, тај дегенеративни процес може да сужава кичмени канал, што се често дешава. Повећана лордоза повећава стрес на пршљену L5, на коме се најчешће дешава

спондилолиза [113]. Инциденција за спондилолизу код деце је око 5% [114]. Спондилолиза је проблем који се често јавља код деце између 10 и 15 године и обично је симптом бол у лумбалном делу леђа који је инициран спортском активношћу [115,116].

Овај рад потврђује дискинезију, тј.патолошко ротирање пршљенова L3 и S1 унапред, уместо у назад. Спондилелиза се дешава најчешће на нивоима L5, а тек затим L4 [113]. С обзиром да је дискинезија потврђена на новоима L3 и S1, а пршљенови L5 и L4 се налазе између њих, посредно може да се закључи да дискинезија постоји и на овим пршљеновима, иако би се друга студија могла урадити тако да се инерцијални сензори ставе и на ове пршљенове.

По законима физике покрети се дешавају тамо где је најмањи отпор. Код лумбалне хиперлордозе у усправном ставу лумбални сегмент кичменог стуба је и даље у положају екстензије. Зглобне површине зигоапофизеалних зглобова у усправном ставу су у блиском контакту на сличан начин као што се дешава при екстензији трупа. Дакле, при екстензији трупа код лумбалне хиперлордозе немогућа је екстензија лумбалног сегмента кичменог стуба, и према споменутом закону физике при екстензији трупа долази до дискинезије лумбалног сегмента кичменог стуба, тако што лумбални сегмент иде у флексију, што је показало наше истраживање инерцијалним сензорима. Наши резултати су у вези и са резултатима студије Кима Парка и Јеонга (Kim, Park, Jeong)[117] у којој је центар гравитације је утврђиван тако што су учесници стајали на платформи I-Balance (CyberMedic Inc., Jeonbuk, Korea) боси десет секунди. Учесници су подељени у две групе пацијената од којих су у првој групи били они са централно лоцираним центром гравитације, а другу групу пацијената су чинили они са постериорно лоцираним центром гравитације. Поред центра гравитације, свим учесницима мерена је снага лумбалне екстензије, угао лумбалне лордозе и лумбосакрални угао, да би се испитале функције и структурна стабилност лумбалне кичме. Један од резултата ове студије је да је код пацијената са хиперлордозом померен центар гравитације иза уобичајеног места, посебно приликом екстензије, што има везе са дискинезијом лумбалног дела која је у нашем раду утврђена инерцијалним сензорима.

Поред углова везаних са лумбалном лордозом, постоји и значајна разлика у другим инклинацијским угловима и постојању бола приликом екстензије трупа. У литератури је описана веза између угла лумбалне лордозе и угла торакалне кифозе [118]. У раду Јанга (Jang) и сарадника [118] утврђено је да постоји узајамна веза између лумбалне лордозе и торакалне кифозе код пацијената са дегенеративном торакалном кифозом са сагиталном торакалном компензацијом. Хируршка рестаурација лумбалне лордозе код пацијената са дегенеративном торакалном кифозом доводи до високог нивоа статистичке корелације са побољшањем торакалне кифозе [119].

У прегледном чланку Роусиулија и Ннадија (Roussouly, Nnadi) [119] наведено је да постоји позитивна корелација између лумбалне лордозе и торакалне кифозе, што значи да је степен торакалне кифозе већи ако је степен лумбалне лордозе већи и обратно.

Посматрајући коефицијенте корелације, јако висока корелација постоји између променљиве која представља присуство бола и АЛФА угла (0.836), а корелација са БЕТА и ГАМА углом је средња, односно мала (0.411, односно 0.299). Пошто постоји значајна корелација само са АЛФА углом, и последично са ЛЛА углом (-0.762), може се закључити да разлика међу групама у односу на БЕТА, ГАМА и ТТК углове вероватно произилази из међусобног утицаја АЛФА угла на остале инклинацијске углове.

Поред тога, с обзиром да оба угла зависе и рачунају се преко БЕТА угла, следи да што је један угао већи, у већини случајева већи је и други. Утицај АЛФА угла на остале углове нисмо директно испитивали и не можемо то директно тврдити.

У групи дечака постоје сличне корелације између инклинацијских углова и променљиве која представља бол као и у целој групи. Постоји статистички значајна корелација између свих углова и осећаја бола, У групи дечака велика корелација постоји само између променљиве која представља присуство бола и АЛФА угла

(0.858), као и са ЛЛА углом (-0.769). И овде се може закључити да разлика међу групама у односу на БЕТА, ГАМА и ТТК углове вероватно произилази из међусобног утицаја АЛФА угла на остале инклинацијске углове, мада то не можемо директно тврдити.

Како је већ наведено, у групи дечака понављају резултати мерења инклинацијских углова и бола аналогни онима као и у целој групи, а у групи девојчица резултати су нешто другачији, иако такође упоредиви. Код девојчица, као и у целој групи, постоји велика корелација између променљиве која представља присуство бола приликом екстензије и АЛФА угла. Корелација између присуства бола и БЕТА угла већа у групи девојчица него у целој групи, а не постоји статистички значајна корелација између променљиве која представља бол и ГАМА угла. Разлог за ову разлику је вероватно статистичке природе, јер је група девојчица била мања. Не постоји велика разлика у коефицијентима корелације код ГАМА угла (у целој групи коефицијент корелације је 0.299, а у групи девојчица 0.218). Код девојчица, слично као и у целој групи постоји висока корелација између променљиве која представља бол и ЛЛА угла, и средња корелација између променљиве која представља бол и ТТК угла.

Томас тест код деце индиректно показује флексибилност флексора кука, у које спадају мишићи *iliopsoasa*, *m.rectus femoris*, *m.pectineus*, *m. gracillis*, *m.tensor fascia latae*, *m.sartorius*. Преко Phi коефицијената асоцијације и резултата Томас теста утврђено је да скраћење мишића *iliopsoasa* нема утицај на бол приликом екстензије, а ни на степен лумбалне лордозе, за разлику од резултата студија Отсуде, Мимуре и Акасаке (Otsudo, Mimura, Akasaka) [55] и Малаи (Malai) и сарадника [120]. Методологија у овим студијама се разликује од методологије у нашем раду. У тим студијама, утицај скраћења мишића *iliopsoasa* на степен лумбалне лордозе се утврђивао применом технике истезања мишића *iliopsoasa* [120], као и притиска на *psoas major* [55]. У раду [120] на групи од 20 учесника са хиперлордозом и болом у доњем делу леђа, од којих је половина добила третман истезања *iliopsoasa*, а половина не, утврђено је да истезање *iliopsoasa* смањује угао лумбалне лордозе и осећај бола у лумбалном делу леђа.

У овој студији није утврђена статистички значајна разлика у групи испитаника са болом у екстензији и контролној групи у односу на степен спољашње и унутрашње ротације кукова. У ревијалном чланку Садегхисанија (Sadeghisani) и сарадника [121] дат је приказ радова који истражују везу између бола у доњем делу леђа и смањеног степена ротације кукова. У више радова који су уврштени у тај приказ [122,123,124] смањени степен унутрашње ротације кука је био у вези са лумбалним болом. Садегхисани и сарадници такође наводе да није постојала студија која је закључила да постоји веза између ограничене спољашње ротације кука и лумбалног бола. У студији Муреја (Murray) и сарадника [122] у групи аматерских голфера у коју су били укључене 28 особа оба пола са болом у лумбалном делу леђа и 36 особа у контролној групи утврђено је да је степен унутрашње ротације кукова статистички значајно мањи у групи са болом у леђима него у контролној групи. Слични резултати: мања унутрашња ротација кукова у групи са болом у доњем делу леђа него у контролној групи, су добијени и у студији Вада (Vad) са сарадницима [123] на групи од 52 професионална голфера од којих је 14 имало бол у леђима, а 28 није имало бол. У студији истих аутора [124] на групи од 120 тенисера од којих је 40 имало бол у доњем делу леђа, а 80 није. У овим истраживањима ради се о спортистима који тренирају специфичне спортове (гольф, тенис) и не могу се применити на целу популацију спортиста.

У ретроспективној студији Кехуда (Cejudo) и сарадника [125] изучавана је веза између смањене ротације кукова и бола у лумбалном делу леђа код спортиста који тренирају специјалну врсту хокеја (inline hockey) у Шпанији. Утврђено је да су смањена спољашња ротација кукова, као и смањена тотална ротација кукова повезани са болом у лумбалном делу леђа.

У нашој студији статистичка обрада је показала да не постоји корелација између спољашње и унутрашње ротације кукова и бола у доњем делу леђа при екстензији са повећањем угла лумбалне лордозе. Појединачном анализом случајева уочила су се три специјална случаја са изузетно малом унутрашњом ротацијом кукова (26.5, 27.5 и 28 степени) код којих је био присутан бол при екстензији и повећан АЛФА угао и

угао лумбалне лордозе, а нису били присутни други фактори који би могли да утичу на то. Иако је у питању био мали број случајева да би се могли извући неки закључци, могуће је да и веома смањен обим унутрашње ротације може да утиче не бол при екстензији и на повећан ЛЛА угао, што би било у складу са налазима из литературе [121,122,123]. Веза смањеног обима унутрашње ротације кука у односу на физиолошке оквире, а то је 30 степени, са појавом лумбалне хиперлордозе, се може објаснити тиме да повећана ретроверзија ацетабуларно феморалног зглоба која има и последичну лумбалну хиперлордозу спречава унутрашњу ротацију кука у физиолошком обиму. Ово су констатовали Хусон (Husson) и сарадници у свом ревијалном раду [126] у коме су анализирали везе унутар лумбално- карлично - феморалног комплекса. У нормалној ситуацији постоји антеверзија ацетабулума око 10-15 степени у сагиталној равни, као и антеверзија врата бутне кости око 12 степени у истој равни. Хусон и сарадници су утврдили да постоји блиска веза између лумбалне и зглобова кука. Сагитална равнотежа значи постуралну стратегију која мобилише динамичку структуру лумбално-карлично-феморалног комплекса у аутентичну равнотежу којом обавезни спојени покрети преносе напрезање у кичми, на структуру доњег дела удова, и обрнуто [126].

У раду Нагамота (Nagamoto) и сарадника [127] утврђено је да бављење такозваним ротационим спортовима (у којима се изводи велики број ротационих кретања тела, као на пример тенис) представљају ризик за спондилолизу и код њих је присутна смањена унутрашња ротација кукова.

5.3

Резултати ове студије показују да постоји повезаност између бола у леђима приликом екстензије и положаја инерцијалних сензора у екстензији, и то сензора С1 који се налази на позицији другог сакралног пршљена и сензора С2 који се налази на позицији трећег лумбалног пршљена. Овим мерењем инерцијалним сензорима је утврђено да у већини случајева када је присутан бол у леђима при екстензији трупа не долази до физиолошке екстензије лумбалног сегмента кичменог стуба, већ долази до дискинезије односно флексије лумбалног сегмента кичменог стуба (што је

одређено положајем сензора C2) при чему сакрални сегмент кичменог стуба иде у нутацију, односно сакрални део кичменог стуба се савија према напред (што је одређено положајем сензора C1). У групи са болом у леђима вредности које одређују положај сензора су са предзнаком минус, што значи да се лумбални део кичменог стуба ротира у напред, а не у назад како је физиолошки. Такође постоји и статистички значајна разлика у положају сензора C2 у смислу да се он код групе са болом у леђима ротира значајно више напред него код контролне групе.

И у групи девојчица може се доћи до истог закључка као и у целој групи, односно да постоји повезаност између бола у леђима приликом екстензије и положаја инерцијалних сензора у екстензији, и то сензора C1 који се налази на позицији другог сакралног пршљена и сензора C2 који се налази на позицији трећег лумбалног пршљена. И у групи девојчица је мерењем инерцијалним сензорима утврђено да у већини случајева када је присутан бол у леђима при екстензији трупа не долази до физиолошке екстензије лумбалног сегмента кичменог стуба, већ долази до дискинезије односно флексије лумбалног сегмента кичменог стуба (што је одређено положајем сензора C2) при чему сакрални сегмент кичменог стуба иде у нутацију односно сакрални део кичменог стуба се савија према напред (што је одређено положајем сензора C1). Идентични закључци као и у целој групи и у групи девојчица се могу извести и за групу дечака,

У овој студији утврђено је да постоји разлика у положају сензора C1 на позицији другог сакралног пршљена и сензора C2 на позицији трећег лумбалног пршљена (L3) при максималној екстензији у групи која је имала бол у максималној екстензији и контролној групи. Такође постојала је висока корелација између положаја сензора C1 и C2 и инклинацијских углова кичменог стуба.

Утврђено је да постоји висока корелација између угла АЛФА, као и угла лумбалне лордозе са положајем сензора C2 у максималној екстензији.

Наша ранија предиктивна корелациона студија, Шарчевић и Тепавчевић [51] показала је аналогне резултате. У тој студији циљ је био да се испита повезаност између болова у доњем делу деђа, дискинезије сегмента лумбосакралне кичме

(одређене инерцијалним сензорима) и инклинацијских углова сегмената кичменог стуба (АЛФА, БЕТА и ГАМА). Резултат студије [51] је да је постојала значајна статистичка разлика у угловима АЛФА, као и у положају у максималној екстензији између група са болом у доњем делу леђа и групе без бола у доњем делу леђа у положају максималне екстензије. Методом логистичке регресије је показано је да је бол у леђима код младих спортиста значајно повезан са повећаним углом АЛФА и нефизиолошким лумбалним положајем у екстензији мереном сензором на трећем лумбалном кичменом пршљену. У тој студији логистичком регресијом је утврђено да је однос шанси за угао АЛФА око 1.28, што значи да би један степен већи угао АЛФА повећао изгледе за бол у леђима за 28% уз заузимање константног положаја сензора С2. Ово значи да су и у тој претходној студији добијени слични резултати, да повећан угао АЛФА и последично смањен угао лумбалне лордозе знатно повећава изгледе за бол у лумбалном делу леђа.

У овој студији је логистичком регресијом слично утврђено да је однос шанси за угао ЛЛА 0.8, што значи да би за један степен мањи угао ЛЛА повећао изгледе за бол у леђима за 20% (уз константан положај сензора С2). Ови резултати су упоредиви са резултатима претходне студије [51], с обзиром да већи угао АЛФА одговара мањем углу ЛЛА.

У тим претходним истраживањима дошли смо до закључка је однос шанси за положај С2 0.9756, што значи да би за један степен промењен положај сензора у С2 смањило шансе за бол у доњем делу леђа за око 2.4% уз узимање константног угла АЛФА. Ово значи да би смањење дискинезије лумбалног сегмента за један степен смањило изгледе за бол у доњем делу леђа за 2.4%.

У овим истраживањима добили смо сличне резултате, да је однос шанси за положај С2 0.9427.

С обзиром да је варијанса коју објашњава Nagelkerke R^2 у коначном моделу логистичке регресије за бол у доњем делу леђа износила 0.79 то значи да је 79% варијансе објашњено овим моделом, а 21% варијансе је остало необјашњено.

Дакле, још неки други фактори који нису разматрани утичу на бол у лумбалном делу леђа и потребна су даља истраживања која би то испитала.

Преваленција потврдног одговора на питање о присуству бола у доњем делу леђа у студији [51] била је 39% (код дечака 29%, а код девојчица 46,7%). У студији Милера (Müller) и сарадника [128] је утврђено да је преваленција болова у леђима код адолесцената спортиста била 8% без разлике у односу на пол и да се преваленција повећава након четрнаесте године. Различите студије, као што је студија Батиста (Batistão) и сарадника [1] показале су широк спектар стопа преваленције и нису омогућиле детаљно поређење података између различитих спортова и између спортиста и опште популације. Тако је у епидемиолошкој студији у којој је учествовало 272 адолесцената који су тренирали 31 спорт на такмичарском нивоу Шмита (Schmidt) и сарадника [108], преваленција бола у лумбалном делу леђа у тренутку била је 14%, а преваленција појаве бола током живота била је 66%. С обзиром да се у раду на овој докторској дисертацији узорак бирао на основу тога да ли је постојао бол у леђима, у овом раду нисмо се бавили утврђивањем преваленције бола у лумбалном делу леђа.

У студији Ха (Ha) и сарадника [75], који су мерили обим покрета лумбалне кичме коришћењем два система мерења: инерцијалног и електромагнетног система мерења, показано је да су оба начина мерења у високој корелацији. Добијене обиме покрета било је могуће поредити са ранијим налазима забележеним у литератури [129,130,131]. Мерење обима кретања лумбалне кичме у различитим покретима помоћу инерцијалних сензора вршен је и у раду Алктанија (Alqhtani) и сарадника [76]. Они су мерили обим кретања кичме учесника у студији док су испитаници вршили флексију тела у стојећем положају, затим екстензију тела у стојећем положају, подизање објекта са пода и повратак у стојећу позицију, као и седање на столицу из стојећег положаја, и повратак из седећег у стојећи положај. Они су користили 4 интерцијална сензора са циљем да утврде ранг покретања горњег и доњег дела кичме, и проценат учешћа доњег и горњег дела кичме у тим покретима.

Утврдили су да доњи део кичме учествује 63% у тим покретима, а горњи део кичме 37%.

На основу тих резултата можемо закључити да мерења преко инерцијалних сензора дају релевантне вредности обима покрета у екстензији.

У раду Ваисија (Vaisy) и сарадника [132], инерцијални сензори су коришћени и за одређивање степена оштећења преко покрета код особа са ниским нивоом бола у леђима и неким функционалним ограничењима у раду. У тој студији је показано да су особе са болом у лумбалном делу леђа имале статистички значајно нижи обим покрета и значајно нижу просечну угаону брзину покрета карлице и лумбалног региона у поређењу са контролном групом.

Бол у лумбалном делу леђа у студији америчких научника Марича (Marich) и сарадника [133] је такође био повезиван са неправилним лумбалним померањем у раној фази покрета. Утврђено је да су се у различитим функционалним активностима јављали исти неправилни лумбални покрети, а образац тих покрета био је повезан са функционалним ограничењима везаним за бол у лумбалном делу леђа.

У опсервационој студији пресека јапанских научника Тојиме [Тојима] и сарадника [50], лумбопелвични ритам је поређен код адолесцената са и без болова у леђима током екстензије трупа коришћењем 3Д анализе покрета. Закључак те студије је да је максимални обим покрета лумбалне кичме у групи са лумбалним болом био значајно нижи од обима покрета у групи без лумбалног бола. Сличне резултате Тојима и Тори (Тојима, Тори) су добили у опсервационој студији пресека [134], где су у групи од 109 адолесцентних фудбалера мерили обим кретања кичме и кукова у екстензији и закључили да је однос обима покрета кичме и обима покрета кукова био статистички значајно мањи у групи са болом у лумбалном делу леђа. Исти први аутор са другим сарадницима у студији [52] су утврдили нови скуп маркера за тродимензионалну анализу покрета за прецизно одређивање обима кретања лумбалне кичме.

Циљ студије Сонвика (Sonvico) и сарадника [135] био је да се развију нормативни подаци за укупни обим покрета лумбалне кичме као и обим покрета лумбалне кичме

током симулираног доскока у елитној гимнастичкој популацији. Подаци који су добијени за гимнастичаре без бола у лумбалном делу су слични резултатима наше студије у групи деце спортиста без бола у екстензији трупа, иако је популација гимнастичара специфична.

Систематски преглед Папија, Коха и МекГрегора (Pari, Koh, McGregor) [136] је дао преглед техничких могућности које се тренутно користе у технологији преносне опреме за процену кинематике и кинетике кичменог стуба. Закључак у том раду је био да је ова технологија још увек у раном стадијуму развоја, иако постоји велики потенцијал њене применљивости за процену стања кичменог стуба. Резултати нашег рада [51], као и истраживања описана у овој докторској дисертацији дају скромни допринос откривању потенцијалног узрока бола у лумбалном делу леђа, који се може открити анализом покрета помоћу инерцијалних сензора (који спадају у преносне уређаје).

Резултат кинезиолошког мерења инерцијалним сензорима забележен у нашем раду [51] и потврђен у новој студији која је описана у овој докторској дисертацији је да при екстензији трупа не долази до физиолошке екстензије лумбалног сегмента кичменог стуба, већ да долази до дискинезије односно флексије лумбалног сегмента кичменог стуба, при чему сакрални сегмент кичме иде у нутацију односно, савија се према напред. Могуће објашњење уочене дискинезије сегмента лумбалне кичме је: Код лумбалне хиперлодозе зигапофизеални контакти у блиском контакту који је присутан код екстензије трупа код физиолошке лордозе, а при екстензији трупа код испитаника са лумбалном хиперлордозом је даља екстензија лумбалног сегмента немогућа и зато се дешава лумбална дискинезија. При томе долази до флексије лумбалног сегмента и повећане нутације сакралног сегмента кичменог стуба при чему се, могуће, истеже и *ligamentum sacrotuberale*. Ово се може закључити према резултатима систематског ревијалног чланка [137] где је истакнуто да је *ligamentum sacrotuberale* повезан са нутацијом сакралног сегмента кичменог стуба.

Испитивање коефицијената асоцијације између присуства бола у лумбалном делу леђа приликом екстензије трупа, повећаног АЛФА угла (већег од 20 степени) и дискинезије лумбалног дела кичменог стуба у екстензији потврђује радну хипотезу да је присуство бола у леђима повезано са повећаним АЛФА углом, као и са дискинезијом лумбалног дела кичменог стуба у екстензији.

5.4

Наредни низ резултата овог истраживања је у вези са корелацијама изометријских снага мишићних група и бола у лумбалном делу леђа при екстензији трупа. Постоји статистички значајна разлика у мерама изометријске снаге мишићних група екстензора и абдуктора кука, мишића опружача леђа, доњег трапезастог мишића и трбушних мишића у групи са болом у слабинској кичми приликом екстензије трупа у односу на контролну групу. За сваку од тих група мишића, показују резултати, што је изометријска снага мања, то су веће шансе да ће бити присутан бол у слабинском делу леђа у екстензији трупа.

Иако постоји разлика у изометријској снази више група мишића, у групи са болом и контролне групе, посматрајући коефицијенте корелације, добијена је највећа повезаност између присуства бола и изометријске снаге мишићне групе екстензора кука, и након тога мишића опружача леђа.

У групи девојчица постоји статистички значајна мања релативна изометријска снага мишићних група екстензора кука, мишића опружача леђа и трбушних мишића, поредећи групу девојчица са болом у лумбалном делу леђа при екстензији трупа и контролну групу девојчица. Посматрајући коефицијенте корелације, они су код девојчица готово исти за све три споменуте мишићне групе у нивоу средње статистички значајне корелације.

У групи дечака постоји статистички значајно смањење релативне изометријске снаге мишићних група екстензора кука, мишића опружача леђа доњег трапезастог мишића и трбушних мишића између групе дечака са болом у лумбалном делу леђа приликом екстензије трупа и контролне групе дечака. Иако постоји разлика у релативној изометријској снази више група мишића у групи са болом и контролне групе, највећа повезаност је добијена између присуства бола при екстензији трупа и умањења изометријске снаге мишићне групе екстензора кука, тј. што је изометријска снага мишића екстензора кука мања, то је већа шанса да ће бити присутни болови при екстензији трупа. Такође, постоје средње статистички значајне корелације између мишића опружача леђа и трбушних мишића са постојањем бола у лумбалном делу леђа приликом екстензије.

Код дечака, за разлику од девојчица, постоји и значајно смањење релативне изометријске снаге доњег трапезастог мишића у групи са болом у леђима. Објашњење овог резултата би могло да има везе са разликом у ширини рамена између девојчица и дечака. На овај закључак упућује истраживање Хансона (Hanson) и сарадника [138], који су одређивали антропометријске карактеристике 367 мушкараца и жена. У студији Парка и Лија (Park, Lee) [139] утврђено је да вежбе за јачање доњег трапезастог мишића побољшава држање, дакле мања релативна изометријска снага доњег трапезастог мишића који држи лопатице могла би да утиче на повијање кичме. Овај резултат захтева будућа испитивања.

Према литератури, величина споменутих углова (алфа, бета, гама, ЛЛА и ТКА) мерена дигиталним инклинометром даје јасну информацију о величини лордозе и кифозе [33,34,35].

Гледајући корелације изометријске снаге испитиваних мишићних група и инклинацијских углова кичменог стуба уочавамо да највећа корелација постоји између изометријске снаге мишићне групе екстензора кука и АЛФА угла, односно угла лумбалне лордозе. БЕТА угао је у највећој корелацији са мишићном групом у којој је доминантан опружач леђа. Постоји и значајна корелација између ЛЛА угла

и мишићне групе опружача леђа и средња корелација између трбушних мишића и угла лумбалне лордозе.

У групи девојчица постоји и средња корелација угла лумбалне лордозе са абдукторима кука и мала корелација ЛЛА са доњим трапезастим мишићем.

Дакле, резултати истраживања у овој студији показују да доминантан утицај на величину алфа угла односно величину лумбалне лордозе кичменог стуба има снага мишића екстензора кука где је доминантан велики седални мишић (lat. *gluteus maximus*). Снага абдоминалних мишића за коју се раније сматрало да утиче на степен лумбалне лордозе [140] у нашој студији има нешто мањи значај него снага екстензора кука, јер смо добили да је угао лумбалне лордозе (ЛЛА) у високој корелацији са снагом мишића екстензора кука, а у средњој корелацији са снагом абдоминалних мишића.

Резултат да снага абдоминалних мишића не утиче на степен лумбалне лордозе потврђена је у студији Кима (Kim) и сарадника [141] у којој су упоређивали изометријску снагу мишића и сакрални угао, и угао лумбалне лордозе. Резултат те студије је да снага абдоминалних мишића није повезана са сакралним углом ни са углом лумбалне лордозе. Слични резултати су добијени у студији Уалкера (Walker) и сарадника која је обухватала 31 учесника и у којој су закључили да лумбална лордоза и функција абдоминалних мишића у стојећем положају нису повезани [142].

Следећи резултат наше студије је да на БЕТА угао кичменог стуба чија величина одређује степен торакалне кифозе утиче снага мишића опружача леђа што се и наводи у ранијој студији [143]. У студији пресека Парка (Park) и сарадника [143] са 22 учесника са торакалном хиперкифозом и 22 контролна субјекта упарена по истом узрасту и полу утврђено је да је селективно ангажовање м. опружача леђа било значајно мање у групи са хиперкифозом током вежбе екстензије лежећи на стомаку, која се изводи за јачање опружача леђа.

Претходна студија Шарчевића и сарадника [144] рађена је са циљем да идентификује корелацију између максималне изометријске снаге пет мишићних

група утврђених динамометријским резултатима мишићних тестова и инклинацијских углова сегмената кичменог стуба (АЛФА, БЕТА и ГАМА, ЛЛА и ТКА). Ово је била предиктивна корелациона студија и обухватила је 63, деце која се баве спортом старости 10-15 година. Максимална изометријска снага пет мишићних група мерена је ручним динамометром са спољном фиксацијом каиша помоћу преносног уређаја за стабилизацију као и у овој студији. Инклинацијски углови сегмената кичменог стуба мерени су дигиталним инклинометром. У тој студији која је спроведена на исти начин, утврђено је да је изометријска мишићна снага мишићне групе екстензора кука била у високо статистички значајној корелацији са углом лумбалне лордозе (ЛЛА) као и да је изометријска мишићна снага мишићне групе опружача леђа била у високо статистички значајној корелацији са углом лумбалне лордозе и са углом торакалне кифозе,

У тој студији је такође испитивана веза између изометријске снаге споменутих мишићних група и инклинацијских углова сегмената кичменог стуба, у женској групи, и у мушкој групи. Дакле, резултати добијени споменутој ранијој студији [144] су упоредиви са резултатима у овој студији. а тим што се у ранијим истраживањима радило на мањој групи деце. Поред тога, у овој студији се мерила и изометријска снага трбушних мишића, спољашњих и унутрашњих ротатора кукова.

У овој студији, методом вишеструке регресионе анализе добијен је модел за степен лумбалне лордозе са независним променљивама: индекс телесне масе, релативна изометријска снага опружача леђа и вредност положаја сензора С2. Овај модел објашњава око 63% варијабилности. Дакле, постоје још неки фактори који утичу на степен лумбалне лордозе од оних који су посматрани, као на пример генетски фактори.

Добијен је и модел за предвиђање степена торакалне кифозе, међутим пошто он објашњава само мали проценат варијације (око 25%), он не би био добар за примену, за предвиђање степена кифозе. Да би се направио бољи модел, требали би се одредити још неке факторе који делују на степен торакалне кифозе. Ови модели би могли послужити као полазна основа за неке будуће студије.

Будући да смањени ТКА угао директно одређује торакалну хиперкифозу, а смањени ЛЛА угао одређује лумбалну хиперлордозу, а резултати ове докторске дисертације су показали да су ти углови били у корелацији са снагом екстензора кука и мишићне групе опружача леђа, могуће је да би јачање ових мишићних група побољшало наведене углове. С обзиром да су лумбална лордоза и мања површина попречног пресека пршљенова повезане са спондилолизом [27], јачање мишићних група екстензора кука и опружача леђа, према нашим размишљањима могло би да побољша, односно смањи хиперлордозу и тиме би се можда елиминисао овај фактор ризика за спондилолизу.

Већином је прихваћено у литератури да је слабост трбушних мишића и мишића трупа у корелацији са болом у лумбалном делу леђа и повећаним степеном лумбалне лордозе [145,146].

У студији Асгаонкара и Гхумаре (Asgaonkar, Ghumare) [57] утврђено је да не постоји корелација између постуралне торакалне кифозе и снаге и издржљивости трбушних мишића (*rectus abdominis*, *obliquus internus abdominis* и *obliquus externus abdominis* и попречни мишићи абдомена). У раду Кима (Kim) и сарадника [141] утврђено је да неравнотежа у снази мишића трупа може значајно утицати на степен лумбалне лордозе и претпоставља се у том раду да је то један од фактора ризика за потенцијалне болове у лумбалном делу леђа.

У студији Wilczyński-ог (Wilczyński) [147] и сарадника са 257 учесника, деце узраста 11-12 година, код 6.59% испитаника нађена је повећана кифоза, а нормалан степен лордозе, а код 6.59% испитаника је нађена повећана лордоза и исправна кифоза, а код 5.04% је нађена и повећана кифоза и повећана лордоза. Закључак ове студије је да деца са јаком грађом имају правилније кривине, него деца са слабијом грађом (мршавија деца). Ови резултати не спомињу снагу мишића, тако да нису упоредиви са нашим резултатима.

У седмогодишњој лонгитудиналној студији Лудвига (Ludwig) и сарадника [148] учествовало је 84 адолесцената мушког пола лошег држања (лоше држање је параметар који је дефинисан да обухвати све деформитете у сагиталној равни а обухвата између осталог и хиперлордозу и хиперкифозу). Један део учесника је учествовао у специјалном програму вежби снаге и еластичности, а 15 њих није учествовало у вежбању и имало је улогу контролне групе. Утврђено је се да учесницима који су учествовали у програму вежби знатно поправио параметар лошег држања, а код учесника из контролне групе није било промене у параметрима.

Предлагање нових терапија је изван опсега овог рада, али ми сматрамо да је у том смислу могућа примена резултата ове студије, с обзиром на утврђене везе између лумбалног бола, снаге појединих мишића тупа и испитиваних постуралних деформитета кичме. Можда би могле да буду унапређене постојеће, или развијене нове методе физикалне терапије које би, апликоване у терапији током раних фаза развитка ових деформација могле довести до веће терапијске ефикасности вежби.

Утврђивање нових кинезиолошких фактора повезаних са овим деформитетима је потребно и због развоја нових метода за корекцију и заустављање даљег развоја ових постуралних деформитета [24,56,78], јер још увек не постоји консензус око физикалне терапије за корекцију тих деформитета.

Постоје класични програми физикалне терапије који укључују јачање и истезање мишића, на пример програм физикалне терапије за торакалну постуралну кифозу укључује леђно параспинално и скапуларно јачање са предњим зидом грудног коша и истезањем грудног дела [24]. Програм за лумбалну хиперлордозу састоји се од јачања абдомена, глутеуса максимуса и тетива са истезањем флектора кука [24]. Међутим, међу стручњацима нема консензуса о томе који протокол вежбања је најефикаснији [149]. Један од најпознатијих програма за исправљање постуралних деформитета, Вилијамсов (Williams) тренинг за хиперлордозу и хиперкифозу [24,150] често се користи са добрим резултатима [149], али овај тренинг не укључује јачање екстензора кука што би, претпостављамо, довело до кориговања нагиба

карлице, а тиме би се могуће смањила лумбална хиперлордоза. Студија Перимана (Perriman) и сарадника [46] која је имала циљ утврђивања тренутне праксе физиотерапије у вези са проценом и лечењем торакалне хиперкифозе у Аустралији показала је потребу за будуће студије за одређивање оптималне методе и трајања лечења за смањење торакалне хиперкифозе.

Недавна студија Фенга (Feng) и сарадника [54] упоредила је ефекте посебног корективног програма функционалних вежби дизајнираног за постуралну торакалну кифозу који је обухватио специфичне вежбе за цервикалну, торакалну, лумбалну кичму и карлицу стандардним програмом који је обухватао трбушне вежбе, склекове на прстима или коленима, трчање на 50 метара. и чучњева на групи тинејџера (око 80 у свакој од група: проучавана и контролна група). Постојала је значајна разлика у смањењу торакалне хиперкифозе између проучаване и контролне групе, а међу задатим вежбама у програму је било и вежби са ефектима јачања мишића [54].

Било је више других студија за испитивање ефеката различитих вежби на закривљеност кичме: вежбање респираторних мишића [77], вежбе елонгације [49] као и ефекти различитих спортова [3,151,152].

С обзиром да не постоји консензус око најпрецизније физикалне терапије за корекцију деформитета у сагиталној равни (лумбалне хиперлордозе и торакалне хиперкифозе), потребна су даља истраживања у смислу одређивања најпрецизнијих вежби за јачање мишића које би помогле корекцији ових деформитета. Такође су потребна и даља истраживања за утврђивање додатних фактора ризика и предиспозиција за ове деформитете.

6. Закључци

Закључак 1

Индекс телесне масе је статистички значајно виши у групи деце спортиста са болом у лумбалној кичми приликом максималне екстензије у односу на контролну групу. Код осталих испитиваних параметара није уочена статистички значајна разлика. Индекс телесне масе код деце која се баве спортом је већи код деце са већим инклинацијским угловима кичменог стуба (АЛФА, БЕТА и ГАМА), а посебно је већа повезаност степена лумбалне лордозе са већим индексом телесне масе.

Закључак 2

Инклинацијски углови сегмената кичменог стуба су статистички значајно различити у групи са болом у лумбалном делу леђа при екстензији него у контролној групи. АЛФА, БЕТА и ГАМА углови су статистички значајно већи, а ЛЛА и ТКА углови су статистички значајно мањи у групи деце са болом у лумбалном делу леђа при екстензији.

Закључак 3

Код деце спортиста са болом у слабинској кичми приликом екстензије трупа постоји дискинезија лумбалног сегмента кичменог стуба при максималној екстензији, односно лумбални сегмент се помера у напред, а не уназад како је физиолошки. Код деце спортиста са болом у слабинској кичми долази и до веће флексије сакралне кичме приликом екстензије трупа.

Закључак 4

Изометријска снага мишићних група екстензора и абдуктора кука, мишића опружача леђа, доњег трапезастог мишића и трбушних мишића у групи деце спортиста са болом у доњем делу леђа при максималној екстензији трупа је статистички значајно мања него у контролној групи. Најизраженија је слабост екстензора кука, затим опружача леђа, па трбушних мишића, а нешто мање је

изражена слабост абдуктора кука и доњег сегмента трапезастог мишића. Што је слабија снага мишића групе екстензора кука, већа је лумбална лордоза. Такође је, у нешто мањој мери повезана и слабост мишића опружача леђа као и слабост трбушних мишића и повећане лумбалне лордозе. Није уочена повезаност еластичности мишића *m. iliopsoasa* са степеном лумбалне лордозе.

Закључак 5

Што је слабија снага мишића опружача леђа већа је торакална кифоза.

6.1 Предлог

На основу резултата овог рада, наша препорука је да се у програме систематских лекарских прегледа деце школског узраста и у програме редовних спортско-медицинских прегледа деце која се активно баве спортом уведе мерење инклинометром алфа, бета и гама углова кичменог стуба, на основу којих би се могли добити дијагностички подаци о постојању повећаног степена лумбалне лордозе и торакалне кифозе. На основу тог податка, већ на самом прегледу, могле би се дати терапијске смернице.

Код постојања лумбалне хиперлордозе могле би се дати вежбе за јачање екстензора кука и абдоминалне мускулатуре а код торакалне хиперкифозе вежбе за јачање мишића опружача леђа. Са релативни малим утрошком времена у оквиру прегледа деце могао би се добити значајан терапијски ефекат у смислу заустављања прогресије та два споменута постуларна деформитета. С обзиром на проблеме које лумбална хиперлордоза и торакална хиперкифоза прате у даљем развојном периоду, као што су дегенеративни процеси кичменог стуба, спондилолиза, болови у врату и леђима, импигмент рамена и други, уколико би се ове методе мерења инклинометром усвојиле и давале терапијске смернице већ на самом прегледу који обављају педијатар и специјалиста спортске медицине, и уколико би те вежбе биле рађене у кућним условима и након тога вршили контролни прегледи, те мере би могле да допринесу подизању здравља становништва.

7. Литература

1. Batistão MV, Moreira RFC, Coury HJCG, Salasar LEB, Sato TO. Prevalence of postural deviations and associated factors in children and adolescents: a cross-sectional study. *Fisioter. mov.* 2016; 29(4): 777-86.
2. Wojtys EM, Ashton – Miller JA, Huston LJ, Moga, PJ. The association between athletic training time and the sagittal curvature of the immature spine. *The American Journal of Sports Medicine* 2000; 28 (4): 490-8.
3. Stošić D, Milenković S, Živković D. The influence of sport on the development of postural disorders in athletes. *Facta Universitatis Series: Physical Education and Sport* 2011;9(4):375 – 84.
4. Silva MROGCM, Badaró AFV, Dall'Agnol MM. Low back pain in adolescent and associated factors: A cross sectional study with schoolchildren. *Braz J Phys Ther.* 2014; 18(5): 402–9.
5. Skoffer B, Foldspang A. Physical activity and low-back pain in schoolchildren. *Eur Spine J.* 2008; 3(17): 373-9.
6. Verhagen E, van Mechelen W. Epidemiology of Pediatric Sports-Related Injuries. In: Hebestreit H, Bar-Or O. Editors. *The Young Athlete.* Hoboken NJ: John Wiley & Sons; 2008. 143-50.
7. Sedrez JA, da Rosa MI, Noll M, Medeiros Fda S, Candotti CT. Risk factors associated with structural postural changes in the spinal column of children and adolescents. *Rev Paul Pediatr.* 2015;33(1):72–81.
8. Putz RL, Müller-Gerbl M. The vertebral column: a phylogenetic failure? A theory explaining the function and vulnerability of the human spine. *Clin Anat.* 1996;9: 205-12.
9. Cramer G, Darby S. *Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord, and ANS.* 3rd ed. St. Louis: Elsevier; 2013.
10. Standring S, Borley NR, Gray H. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice,* 40th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2008.
11. Skedros JG, Mason MW, Bloebaum RD. Differences in osteonal micromorphology between tensile and compressive cortices of a bending skeletal system: indications of potential strain-specific differences in bone microstructure. *Anat Rec.* 1994; 239: 405-13.

12. Smit TH, Odgaard A, Schneider E. Structure and function of vertebral trabecular bone. *Spine*. 1997; 24: 2823-33.
13. Pal GP, Cosio L, Routil RV. Trajectory architecture of the trabecular bone between the body and the neural arch in human vertebrae. *Anat Rec*. 1988 222(4):418-25.
14. Xu R, Burgar A, Ebraheim NA, Yeasting RA. The quantitative anatomy of the laminae of the spine. *Spine*. 1999;24: 107-13.
15. Giles LG. The surface lamina of the articular cartilage of human zygapophyseal joints. *Anat Rec* 1992; 233: 350-6.
16. Hee HT, Zhang J, Wong HK. An in vitro study of dynamic cyclic compressive stress on human inner annulus fibrosus and nucleus pulposus cells. *Spine J*. 2010; 10: 795-801.
17. Grosland NM, Goel VK. Vertebral endplate morphology follows bone remodeling principles. *Spine (Phila Pa 1976)* 2007; 32: E667-73.
18. Humzah MD, Soames RW. Human intervertebral disc: structure and function. *Anat Rec*. 1988;220: 337-56.
19. Wang DL, Jiang SD, Dai LY. Biologic response of the intervertebral disc to static and dynamic compression in vitro. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2007; 32: 2521-8.
20. Nachemson A. The load on lumbar disks in different positions of the body. *Clin Orthop*. 1966; 45: 107-22.
21. Neumann D. *Kinesiology of the musculoskeletal system*. 3rd ed. St. Louis: Elsevier Mosby; 2017.
22. Wood KB, Kos P, Schendel M, Persson K. Effect of patient position on the sagittal-plane profile of the thoracolumbar spine. *J Spinal Disord*. 1996;9(2):165-9.
23. Black KM, McClure P, Polansky M. The influence of different sitting positions on cervical and lumbar posture. *Spine*. 1996; 21: 65-70.
24. Croft AC. *Whiplash and mild traumatic brain injuries*. Coronado: Spine Research Institute of San Diego Press. 2009.
25. Glotzbecker MP, Hedequist DJ. Acute Thoracic and Lumbar Injuries. In: Micheli L et al. Editors. *Spinal Injuries and Conditions in Young Athletes, Contemporary Pediatric and Adolescent Sports Medicine*. New York, Dordrecht, Heidelberg, London: Springer; 2014. p. 27-36.

26. Lin RM, Jou IM, Yu CY. Lumbar lordosis: normal adults, J Formos Med Assoc. 1992; 91:329-33.
27. Wren TAL, Ponrartana S, Aggabao PC, Poorghasamians E, Skaggs D, Gilsanz V. Increased Lumbar Lordosis and Smaller Vertebral Cross-Sectional Area Are Associated With Spondylolysis. Spine. 2018;43:833-8.
28. Haus BM, Micheli LJ. Back pain in the pediatric and adolescent athlete. Clin Sports Med. 2012;31:423-40.
29. Lowe TG. Scheuermann's disease. Orthop Clin North Am. 1999; 30:475-87.
30. Palazzo C, Sailhan F, Revel M. Scheuermann's disease: an update. Joint Bone Spine. 2014;81(3):209-14.
31. Hart ES, Merlin G, Harisiades J, Grottkau BE. Scheuermann's thoracic kyphosis in the adolescent patient. Orthop Nurs. 2010;29(6):365-71.
32. Gumina S, Di Giorgio G, Postacchini F, Postacchini R. Subacromial space in adult patients with thoracic hyperkyphosis and in healthy volunteers. Chir Organi Mov. 2008;91(2):93-6.
33. Czaprowski D, Pawłowska P, Gębicka A, Sitarski D, Kotwicki T. Intra- and interobserver repeatability of the assessment of anteroposterior curvatures of the spine using Saunders digital inclinometer. Orthop Traumatol Rehabil. 2012;14(2):145–53.
34. Walicka-Cupryś K, Wszyńska J, Podgórska-Bednarz J, Drzał-Grabiec J. Concurrent validity of photogrammetric and inclinometric techniques based on assessment of anteroposterior spinal curvatures. Eur Spine J. 2018;27(2):497–507.
35. Grabara M. Anteroposterior curvatures of the spine in adolescent athletes. J Back Musculoskelet Rehabil. 2014;27(4): 513–9.
36. Grabara M, Bieniec A, Nawrocka A. Spinal curvatures of children and adolescents – a cross-sectional study. Biomedical Human Kinetics. 2017; 9 (1): 69-74.
37. Katarzyna WC, Ewa S, Agnieszka G, Mrozkowiak M, Niewczas M, Ostrowski P et al. Evaluation of Anterior-Posterior Spine Curvatures and Incidence of Sagittal Defects in Children and Adolescents Practicing Traditional Karate. Biomed Res Int. 2019;2019:9868473.

38. Żurawski AŁ, Kiebzak WP, Kowalski IM, Śliwiński G, Śliwiński Z. Evaluation of the association between postural control and sagittal curvature of the spine. *PLoS One*. 2020;15(10):e0241228.
39. Mac-Thiong JM, Labelle H, Roussouly P. Pediatric sagittal alignment. *Eur Spine J*. 2011; 20 (5):586–90.
40. Ghandhari H, Hesarikia H, Ameri E, Noori A. Assessment of normal sagittal alignment of the spine and pelvis in children and adolescents. *Biomed Res Int*. 2013; 2013:842624.
41. Sainz de Baranda P, Cejudo A, Moreno-Alcaraz VJ, Martinez-Romero MT, Aparicio-Sarmiento A, Santonja-Medina F. Sagittal spinal morphotype assessment in 8 to 15 years old Inline Hockey players. *PeerJ*. 2020;8:e8229.
42. Guedes PF, João SM. Postural characterization of adolescent federation basketball players. *J Phys Act Health*. 2014;11(7):1401-7.
43. Trompeter K, Fett D, Platen P. Prevalence of Back Pain in Sports: A Systematic Review of the Literature. *Sports Medicine*. 2017;47:1183–207.
44. Harvey J, Tanner S. Low Back Pain in Young Athletes A Practical Approach. *Sports Med*. 1991; 6:394–406.
45. Sparrey CJ, Bailey JF, Safaee M, Clark AJ, Lafage V, Schwab F et al. Etiology of lumbar lordosis and its pathophysiology: a review of the evolution of lumbar lordosis, and the mechanics and biology of lumbar degeneration. *Neurosurg Focus* 2014;36(5):E1-16
46. Perriman DM, Scarvell JM, Hughes AR, Lueck CJ, Dear KBG, Smith PN. Thoracic Hyperkyphosis: A Survey of Australian Physiotherapists, *Physiother. Res.Int*. 2011;17(3):167-78.
47. Singla D, Veqar Z. Association Between Forward Head, Rounded Shoulders, and Increased Thoracic Kyphosis: A Review of the Literature. *Journal of Chiropractic Medicine* 2017;16:220-9.
48. Kalichman L, Li L, Hunter D, Been E. Association between CT-evaluated lumbar lordosis and features of spinal degeneration, evaluated in supine position. *Spine J*. 2011;11(4):308–15.
49. Severijns P, Moke L, Overbergh T, Beaucage-Gauvreau E, Ackermans T, Desloovere K et al. Dynamic sagittal alignment and compensation strategies in adult spinal deformity during walking. *Spine J*. 2021;21:S1529-9430(21)00088-7.

50. Tojima M, Ogata N, Nakahara Y, Haga N. Three-dimensional motion analysis of lumbopelvic rhythm during trunk extension. *J Hum Kinet* 2016; 50:7 - 20.
51. Sarcevic ZZ, Tepavcevic A. Association Among Dyskinesia of the Lumbar Spine Segment, Inclination Angle of the Lumbosacral Spine, and Low Back Pain in Young Athletes: A Predictive Correlational Study. *J Manipulative Physiol Ther.* 2020;43(6):646-54.
52. Tojima M, Ogata N, Yozu A, Sumitani M, Haga N. Novel 3-dimensional motion analysis method for measuring the lumbar spine range of motion: repeatability and reliability compared with an electrogoniometer. *Spine (Phila Pa 1976)* 2013; 38:E1327-33.
53. Tojima M, Torii S. Changes in lumbopelvic rhythm during trunk extension in adolescent soccer players. *Gait Posture.* 2017;52:72-75.
54. Feng Q, Wang M, Zhang Y, Zhou Y. The effect of a corrective functional exercise program on postural thoracic kyphosis in teenagers: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation* 2018;32:48–56.
55. Otsudo T, Mimura K, Akasaka K. Immediate effect of application of the pressure technique to the psoas major on lumbar lordosis. *J Phys Ther Sci.* 2018;30(10):1323–8.
56. Sahrmann S, Bloom N, Caldwell C. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes.* 2nd ed. St. Louis: Elsevier 2017.
57. Asgaonkar B, Ghumare RP. A Study to Correlate Postural Thoracic Kyphosis and Abdominal Muscle Strength and Endurance. *Indian J Physiother Occup Ther.* 2012;6:19-21.
58. Roghani T, Zavieh MK, Manshadi FD, King N, Katzman W. Age-related hyperkyphosis: update of its potential causes and clinical impacts-narrative review. *Aging Clin Exp Res.* 2017;29(4):567-77.
59. Viry P, Creveuil C, Marcelli C. Nonspecific back pain in children. A search for associated factors in 14-year-old schoolchildren. *Rev Rhum Engl Ed.* 1999; 66 (7-9): 381-8.
60. Balague F, Troussier B, Salminen JJ: Non-specific low back pain in children and adolescents: risk factors. *Eur Spine J.* 1999; 8 (6): 429-438.

61. Olsen TL, Anderson RL, Dearwater SR, Kriska AM, Cauley JA, Aaron DJ et al. The epidemiology of low back pain in an adolescent population. *Am J Public Health*. 1992; 82 (4): 606-8.
62. Taimela S, Kujala UM, Salminen JJ, Viljanen T. The prevalence of low back pain among children and adolescents. A nationwide, cohort-based questionnaire survey in Finland. *Spine*. 1997;22 (10): 1132-6.
63. Lafond D, Descarreaux M, Normand MC, Harrison DE. Postural development in school children: a cross-sectional study. *Chiropr Osteopat*. 2007; 4;15:1.
64. Balague F, Dutoit G, Waldburger M. Low back pain in schoolchildren, an epidemiological study. *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*. 1988; 20: 175-9.
65. Jones GT, Macfarlane GJ. Epidemiology of low back pain in children and adolescents. *Arch Dis Child*. 2005; 90: 312-6.
66. Noreng Sjolie A. Low-back pain in adolescents is associated with poor hip mobility and high body mass index. *Scand J Med Sci Sports*. 2004;14:168–75.
67. Perry M, Straker L, O'Sullivan P, Smith A, Hands B. Fitness, Motor Competence, and Body Composition Are Weakly Associated With Adolescent Back Pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009;39:439-49.
68. Geiger F, Wirries A. Spondylolisthesis in the growing spine. *Orthopade*. 2019 Jun;48(6):494-502.
69. Ootshi K, Takegami M, Sekiguchi M, Onishi Y, Yamazaki S, Otani K et al. Association between kyphosis and subacromial impingement syndrome: LOHAS study. *J Shoulder Elbow Surg*. 2014;23(12):e300-e307.
70. Ghanbari A, Ghaffarinejad F, Mohammadi F, Khorrami M, Sobhani S. Effect of forward shoulder posture on pulmonary capacities of women. *Sports Med*. 2008;42(7):622-3.
71. Ovaska SJ, Valiviita S. Angular acceleration measurement: a review. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 1998; 47 (5): 1211-7.
72. Tazartes D. An historical perspective on inertial navigation systems. *International Symposium on Inertial Sensors and Systems (ISISS)*. 2014; 1-5.
73. El-Sheimy N, Youssef A. Inertial sensors technologies for navigation applications: state of the art and future trends. *Satell Navig* 2020; 1: 2.

74. Valenti R, Dryanovski I, Xiao J. Article Keeping a Good Attitude: A Quaternion-Based Orientation Filter for IMUs and MARGs. *Sensors* 2015; 15: 19302-30.
75. Ha T-H, Saber-Sheikh K, Moore AP, Jones MP. Measurement of lumbar spine range of movement and coupled motion using inertial sensors – A protocol validity study. *Man Ther.* 2013;18(1):87-91.
76. Alqhtani RS, Jones MD, Theobald PS, Williams JM. Investigating the contribution of the upper and lower lumbar spine, relative to hip motion, in everyday tasks. *Man Ther.* 2016;21:268-73.
77. Obayashi H, Urabe Y, Yamanaka Y, Okuma R. Effects of Respiratory-Muscle Exercise on Spinal Curvature, *Journal of Sport Rehabilitation.* 2012;21:63-8.
78. Brolinson PG, Rogers M. Functional and Kinetic Chain Evaluation of the Hip and Pelvis. In: Seidenberg, PH, Bowen JD Editors. *The Hip and Pelvis in Sports Medicine and Primary Care.* New York, Dordrecht, Heidelberg, London: Springer; 2010 p.37-70.
79. Adesida Y, Papi E, McGregor AH. Exploring the Role of Wearable Technology in Sport Kinematics and Kinetics: A Systematic Review. *Sensors (Basel).* 2019;19(7):1597.
80. Schmidt H, Pedersen TL, Junge T, Engelbert R, Juul-Kristensen B. Hypermobility in Adolescent Athletes: Pain, Functional Ability, Quality of Life, and Musculoskeletal Injuries. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2017; 47(10): 792-800.
81. Roetenberg D, Luinge H, Slycke P. *Xsens MVN: Full 6-DOF Human Motion Tracking Using Miniature Inertial Sensors; Technical Report; Xsens Motion Technologies BV: Enschede, The Netherlands, 2009.*
82. Luinge HJ, Veltink PH. Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2005; 43: 273–82.
83. Kuipers, J.B. *Quaternions and Rotation Sequences: A Primer with Applications to Orbits, Aerospace and Virtual Reality; Princeton University Press: Princeton, NJ, USA, 2002*
84. Blackburn H, Jacobs D. Commentary: Origins and evolution of body mass index (BMI): continuing saga. *International Journal of Epidemiology.* 2014; 43 (3): 665–9.
85. Nunes GS, de Oliveira Silva D, Pizzari T, Viadanna Serrao F, Crossley KM, Barton CJ. Clinically measured hip muscle capacity deficits in people with patellofemoral pain. *Physical Therapy in Sport* 2019;35:69-74.

86. McGill S. *Low Back Disorders-Evidence-Based Prevention and Rehabilitation*. 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics; 2016.
87. IJspeert J, Kerstens H, Janssen R, Geurts A, van Alfen N, Groothuis J. Validity and reliability of serratus anterior hand held dynamometry. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2019;20:360.
88. Arlotta M, LoVasco G, McLean L. Selective recruitment of the lower fibers of the trapezius muscle. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(3):403–10.
89. Choi SA, Cynn HS, Yi CH, Kwon OY, Yoon TL, Choi WJ et al. Isometric hip abduction using a Thera-Band alters gluteus maximus muscle activity and the anterior pelvic tilt angle during bridging exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25(2):310-5.
90. Jackson SM, Cheng MS, Smith AR, Kolber MJ. Intrarater reliability of hand held dynamometry in measuring lower extremity isometric strength using a portable stabilization device. *Musculoskelet Sci Pract.* 2017;27:137-41.
91. Tarca B, Wycherley T, Meade A, Bennett P, Ferrar K. Validity and Reliability of Hand-Held Dynamometry for Abdominal Flexion Muscular Assessment. *J Sport Rehabil.* 2020; 12:1-4.
92. Zhang ZJ, Lee WC, Ng GYF, Fu SN. Isometric strength of the hip abductors and external rotators in athletes with and without patellar tendinopathy. *Eur J Appl Physiol.* 2018;118(8):1635-40.
93. Aramaki H, Katoh M, Hiiragi Y, Kawasaki T, Kurihara T, Ohmi Y. Validity and reliability of isometric muscle strength measurements of hip abduction and abduction with external hip rotation in a bent-hip position using a handheld dynamometer with a belt. *J Phys Ther Sci.* 2016;28(7):2123-7.
94. Finnoff JT, Hall MM, Kyle K, Krause DA, Lai J, Smith J. Hip strength and knee pain in high school runners: a prospective study. *PM R.* 2011;3(9):792-801.
95. Thorborg K, Petersen J, Magnusson SP, Hölmich P. Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;20(3):493-501.
96. Katoh M, Hiiragi Y, Uchida M. Validity of isometric muscle strength measurements of the lower limbs using a handheld dynamometer and belt: A comparison with an isokinetic dynamometer. *Journal of Physical Therapy Science* 2011;23: 553–7.

97. BerryMann Reese N, Bandy WD. Joint Range of Motion and Muscle Length Testing. 3rd ed. St. Louis: Elsevier Mosby; 2017.
98. Peeler J, Anderson JE. Reliability of the Thomas test for assessing range of motion about the hip. *Physical Therapy in Sport*. 2007;8:14-21.
99. Altmann SL. Rotations, Quaternions, and Double Groups. Minola, New York: Dover Publications. Inc. 2005.
100. Stoltzfus JC. Logistic regression: a brief primer. *Acad Emerg Med*. 2011 Oct;18(10):1099-104.
101. Draper NR, Smith H. *Applied Regression Analysis*, 3rd Edition. Wiley. 1998.
102. Chowdhury D, Sarkar S, Rashid MH, Rahaman A, Sarkar SK, Roy R. Influence of body mass index on low back pain. *Mymensingh Med J*. 2014;23(1):125-9.
103. Smuck M, Kao MC, Brar N, Martinez-Ith A, Choi J, Tomkins-Lane CC. Does physical activity influence the relationship between low back pain and obesity? *Spine J*. 2014;14(2):209-16.
104. Shiri R, Solovieva S, Husgafvel-Pursiainen K, Telama R, Yang X, Viikari J et al. The role of obesity and physical activity in non-specific and radiating low back pain: the Young Finns study. *Semin Arthritis Rheum*. 2013;42(6):640-50.
105. Palmer AJ, Poveda JL, Martinez-Laguna D, Reyes C, de Bont J, Silman A et al. Childhood overweight and obesity and back pain risk: a cohort study of 466 997 children. *BMJ Open*. 2020;10(9):e036023
106. Patel DR, Kinsella E. Evaluation and management of lower back pain in young athletes. *Transl Pediatr*. 2017;6(3):225-35.
107. Purcell L, Micheli L. Low back pain in young athletes. *Sports Health*. 2009;1(3):212-22.
108. Schmidt CP, Zwingenberger S, Walther A, Reuter U, Kasten P, Seifert J. Prevalence of low back pain in adolescent athletes - an epidemiological investigation. *Int J Sports Med*. 2014;35(8):684-9.
109. Gillespie KA, Dickey JP. Biomechanical role of lumbar spine ligaments in flexion and extension: determination using a parallel linkage robot and a porcine model. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004;29(11):1208-16.

110. Iorio JA, Jakoi AM, Singla A. Biomechanics of Degenerative Spinal Disorders. *Asian Spine J.* 2016;10(2):377-384.
111. Inoue N, Orías AAE, Segami K. Biomechanics of the Lumbar Facet Joint. *Spine Surg Relat Res.* 2019;4(1):1-7.
112. Jentzsch T, Geiger J, König MA, Werner CM. Hyperlordosis is Associated With Facet Joint Pathology at the Lower Lumbar Spine. *Clin Spine Surg.* 2017;30(3):129-135.
113. Watkins RG IV, Watkins RG III . Lumbar spondylolysis and spondylolisthesis in athletes. *Semin Spine Surg* 2010;22:210–7
114. Lemoine T, Fournier J, Odent T, Sembély-Taveau C, Merenda P, Sirinelli D et al. The prevalence of lumbar spondylolysis in young children: a retrospective analysis using CT. *Eur Spine J.* 2018;27(5):1067-72.
115. Hensinger RN. Spondylolysis and spondylolisthesis in children. *Instr Course Lect.* 1983;32:132-51.
116. Selhorst M, Fischer A, MacDonald J. Prevalence of Spondylolysis in Symptomatic Adolescent Athletes: An Assessment of Sport Risk in Nonelite Athletes. *Clin J Sport Med.* 2019;29(5):421-5.
117. Kim DH, Park JK, Jeong MK. Influences of posterior-located center of gravity on lumbar extension strength, balance, and lumbar lordosis in chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2014;27(2):231-7.
118. Jang JS, Lee SH, Min JH, Maeng DH. Influence of lumbar lordosis restoration on thoracic curve and sagittal position in lumbar degenerative kyphosis patients. *Spine (Phila Pa 1976).* 2009;34(3):280-4.
119. Roussouly P, Nnadi C. Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management. *Eur Spine J.* 2010;19(11):1824-36.
120. Malai S, Pichaiyongwongdee S, Sakulsriprasert P. Immediate Effect of Hold-Relax Stretching of Iliopsoas Muscle on Transversus Abdominis Muscle Activation in Chronic Non-Specific Low Back Pain with Lumbar Hyperlordosis. *J Med Assoc Thai.* 2015;98(5):S6-11.
121. Sadeghisani M, Manshadi FD, Kalantari KK, Rahimi A, Namnik N, Karimi MT et al. Correlation between Hip Rotation Range-of-Motion Impairment and Low Back Pain. A Literature Review. *Ortop Traumatol Rehabil.* 2015;17(5):455-62.

122. Murray E, Birley E, Twycross-Lewis R, Morrissey D. The relationship between hip rotation range of movement and low back pain prevalence in amateur golfers. *Phys Ther Sport* 2009; 10(4): 131-5.
123. Vad VB, Bhat AL, Basrai D, Gebeh A, Aspergren DD, Andrews JR. Low back pain in professional golfers: the role of associated hip and low back range-of-motion deficits. *Am J Sports Med* 2004; 32(2): 494-7.
124. Vad VB, Gebeh A, Dines D, Altchek D, Norris B. Hip and shoulder internal rotation range of motion deficits in professional tennis players. *J Sci Med Sport* 2003; 6(1): 71-5.
125. Cejudo A, Moreno-Alcaraz VJ, Izzo R, Santonja-Medina F, Sainz de Baranda P. External and Total Hip Rotation Ranges of Motion Predispose to Low Back Pain in Elite Spanish Inline Hockey Players. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(13):4858.
126. Husson JL, Mallet JF, Hutten D, Odri GA, Morin C, Parent HF. The lumbar-pelvic-femoral complex: Applications in hip pathology. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2010.
127. Nagamoto H, Abe M, Konashi Y, Kimura R, Takahashi M, Oizumi A. Rotation-related sports players demonstrate rotation-type lumbar spondylolysis fracture angle and decreased hip internal rotation range of motion. *J Orthop*. 2021;28:101-6.
128. Müller J, Müller S, Stoll J, Fröhlich K, Otto C, Mayer F. Back pain prevalence in adolescent athletes. *Scand J Med Sci Sports*. 2017; 27:448-54.
129. Troke M, Moore AP, Maillardet FJ, Cheek E. A normative database of lumbar spine ranges of motion. *Man Ther*. 2005;10(3):198-206.
130. Van Herp G, Rowe P, Salter P, Paul JP. Three-dimensional lumbar spinal kinematics: a study of range of movement in 100 healthy subjects aged 20 to 60+ years. *Rheumatology (Oxford)*. 2000;39(12):1337-40.
131. McGregor AH, McCarthy ID, Hughes SP. Motion characteristics of the lumbar spine in the normal population. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1995;20(22):2421-8.
132. Vaisy M, Leonardo G, Petzke F, Consmüller T, Pflingsten M, Falla D. Measurement of Lumbar Spine Functional Movement in LBP. *Clin J Pain*. 2015; 31 (10) 876–85.
133. Marich AV, Hwang Ch-T, Salsich GB, Lang CE; Van Dillen LR. Consistency of a lumbar movement pattern across functional activities in people with LBP. *Clinical Biomechanics*. 2017; 44:45–51.

134. Tojima M, Torii S. Comparison of lumbopelvic rhythm among adolescent soccer players with and without low back pain. *Int J Sports Phys Ther.* 2018;13(2):171-6.
135. Sonvico L, Spencer SM, Fawcett L, Bucke J, Heneghan NR, Rushton A. Investigation of optimal lumbar spine posture during a simulated landing task in elite gymnasts. *Int J Sports Phys Ther.* 2019; 14(1): 65–73.
136. Papi E, Koh WS, McGregor AH. Wearable technology for spine movement assessment: A systematic review. *J Biomech.* 2017;64:186-97.
137. Aldabe D, Hammer N, Flack NAMS, Woodley SJ. A systematic review of the morphology and function of the sacrotuberous ligament. *Clin Anat.* 2019;32(3):396-407.
138. Hanson L, Sperling L, Gard G, Ipsen S, Olivares Vergara C. Swedish anthropometrics for product and workplace design. *Applied Ergonomics* 2009;40(4): 797-806.
139. Park SH, Lee MM. Effects of Lower Trapezius Strengthening Exercises on Pain, Dysfunction, Posture Alignment, Muscle Thickness and Contraction Rate in Patients with Neck Pain; Randomized Controlled Trial. *Med Sci Monit.* 2020;26:e920208.
140. Kendall FP, McCreary EK: *Muscles: Testing and Function*, ed 3. Baltimore, MD, Williams & Wilkins, 1983.
141. Kim HJ, Chung S, Kim S, Shin H, Lee J, Kim S et al. Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle. *Eur Spine J.* 2006;15(4):409-14.
142. Walker ML, Rothstein JM, Finucane SD, Lamb RL. Relationships between lumbar lordosis, pelvic tilt, and abdominal muscle performance. *Phys Ther.* 1987;67(4):512-6.
143. Park KH, Oh JS, An DH, Yoo WG, Kim JM, Kim TH et al. Difference in selective muscle activity of thoracic erector spinae during prone trunk extension exercise in subjects with slouched thoracic posture. *PM R.* 2015;7(5):479-84.
144. Šarčević Z, Savić D, Tepavčević A. Correlation between isometric strength in five muscle groups and inclination angles of spine. *Eur Spine J.* 2020;29(1):161-8.
145. Beimborn DS, Morrissey MC. A review of the literature related to trunk muscle performance. *Spine.* 1988;13(6):655–60.
146. Lee JH, Hoshino Y, Nakamura K, Kariya Y, Saita K, Ito K. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. A 5-year prospective study. *Spine (Phila Pa 1976).* 1999;24(1):54-7.

147. Wilczyński J, Lipińska-Stańczak M, Wilczyński I. Body Posture Defects and Body Composition in School-Age Children. *Children (Basel)*. 2020;7(11):204.
148. Ludwig O, Kelm J, Hammes A, Schmitt E, Fröhlich M. Targeted Athletic Training Improves the Neuromuscular Performance in Terms of Body Posture From Adolescence to Adulthood - Long-Term Study Over 6 Years. *Front Physiol*. 2018;9:1620.
149. Fatemi R, Javid M, Najafabadi EM. Effects of William training on lumbosacral muscles function, lumbar curve and pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2015;28(3):591-7.
150. Williams PC. *The Lumbosacral Spine: Emphasizing Conservative Management*. New York, NY, McGraw-Hill Inc, 1965.
151. Drzał-Grabiec J, Snela S, Rykała J, Podgórska J, Truszczyńska A. The influence of elongation exercises on the anterior-posterior spine curvatures, *Biomedical Human Kinetics*. 2014; 6: 1–4.
152. Grabara M. Comparison of posture among adolescent male volleyball players and non-athletes. *Biol Sport*. 2015;32(1):79-85.

8. Листа скраћеница

ЛЛА – угао лумбалне лордозе (engl. lumbar lordosis angle)

ТКА – угао торакалне кифозе (engl. thoracic kyphosis angle)

МЕМС – микро-електромеханички системи (engl. micro-electromechanical systems)

ИТМ – индекс телесне масе (engl. body mass index BMI)

ЗД – тродимензионално

VIF – engl. variance inflation factor

ROC – engl. receiver operating characteristic (ROC крива)

Informisani pristanak i saglasnost pacijenta za učešće u akademskoj kliničkoj studiji

Ispitivanje odnosa kinetičkih i kinezioloških parametara trupa i posturalnih deformiteta dece aktivnih sportista od 9 do 14 godina

U ovu studiju biće uključeni pacijenti Doma zdravlja koji dolaze na redovne preventivne preglede kod sportskog lekara u ambulantama Liman i Klisa. Pregledi uz korišćenje inercijalnih senzora za utvrđivanje preciznog položaja kičme pri savijanju unazad, dinamometra za utvrđivanje snage mišića, inklinometra za utvrđivanje uglova zakrivljenosti kičme kao i palm palpation metra za utvrđivanje nesimetrije kukova služe za utvrđivanje početnih oblika deformiteta kičme i slabosti nekih mišićnih grupa.

Ovi pregledi ne bole i ne oštećuju kožu ni na koji način, a takođe ni ne uključuju nikakav tip zračenja.

Učešće u ovom istraživanju je dobrovoljno i Vaš pristanak ili nepristanak neće uticati na Vaš dalji tretman. Odgovorni rukovodilac studije je dr Zoran Šarčević pod mentorstvom prof. dr Milana Stankovića i prof. dr Aleksandre Mikov sa Medicinskog fakulteta u Novom Sadu. Za dodatne informacije i objašnjenja možete se obratiti dr Šarčeviću. Vaši lični podaci neće biti otkriveni ni objavljeni u studiji na bilo koji način.

Pročitao/la sam gore napomenute informacije. Imao/la sam priliku da postavim pitanja, i zadovoljan/a sam odgovorima. Dobrovoljno pristajem da budem pregledan (da moje dete bude pregledano) uz korišćenje senzora, dinamometra i inklinometra i da dobijene informacije budu korišćene u naučne svrhe.

Datum i mesto

Potpis pacijenta/ roditelja pacijenta

Hvala na saradnji!

План третмана података

Назив пројекта/истраживања
Испитивање односа кинетичких и кинезиолошких параметара трупа и постуралних деформитета деце активних спортиста од 9 до 14 година
Назив институције/институција у оквиру којих се спроводи истраживање
а) Дом здравља „Нови Сад“ Нови Сад б) в)
Назив програма у оквиру ког се реализује истраживање
Истраживање је спроведено у оквиру израде докторске дисертације и није део другог пројекта.
1. Опис података
1.1 Врста студије <i>Укратко описати тип студије у оквиру које се подаци прикупљају</i> Ова студија је аналитичка опсервациона case/control студија. У оквиру студије подаци су прикупљени за 124 испитаника деце спортиста, од којих је половина деце имала бол у доњем делу леђа приликом екстензије и друга половина је чинила контролну групу. Вршена су мерења инерцијалним сензорима, затим је изометријска снага мишића мерена динамометром и углови кривина кичменог стуба су мерени дигиталним инклинометром.
1.2 Врсте података а) <u>квантитативни</u> б) <u>квалитативни</u>
1.3. Начин прикупљања података а) <u>анкете, упитници, тестови</u> б) <u>клиничке процене, медицински записи, електронски здравствени записи</u> в) <u>генотипови: навести врсту _____</u> г) <u>административни подаци: навести врсту _____</u> д) <u>узорци ткива: навести врсту _____</u> ђ) <u>снимци, фотографије: навести врсту снимци инерцијалним сензорима у кватернионима</u> е) <u>текст, навести врсту _____</u> ж) <u>мапа, навести врсту _____</u> з) <u>остало: описати мерење изометријске снаге мишићних група динамометром, мерење инклинацијских углова сегмената кичменог стуба дигиталним инклинометром и мерење степена унутрашње и спољне ротације кука инклинометром и мерење антропометријских карактеристика и израчунавање индекса телесне масе. _____</u>

1.3 Формат података, употребљене скале, количина података

1.3.1 Употребљени софтвер и формат датотеке:

- a) Excel фајл, датотека _____ .xls _____
- b) SPSS фајл, датотека _____
- c) PDF фајл, датотека _____ .pdf _____
- d) Текст фајл, датотека _____ .docx _____
- e) JPG фајл, датотека _____ .jpg _____
- f) Остало, датотека ___ MedCalc fajl .mc1 Statistika fajl .stw _____

1.3.2. Број записа (код квантитативних података)

- a) број варијабли _____ 57 _____
- b) број мерења (испитаника, процена, снимака и сл.) _____ 124 испитаника _____

1.3.3. Поновљена мерења

- a) да
- b) не

Уколико је одговор да, одговорити на следећа питања:

- a) временски размак између поновљених мера је рађена су поновљена мерења једно за другим _____
- b) варијабле које се више пута мере односе се на мерење инерцијалним сензорима и динамометром _____
- v) нове верзије фајлова који садрже поновљена мерења су именоване као _____ сва мерења су унесена у исти фајл, али су у прорачунима коришћене просечне вредности _____

Напомене: _____

Да ли формати и софтвер омогућавају дељење и дугорочну валидност података?

- a) Да
- b) Не

Ако је одговор не, образложити _____

2. Прикупљање података

2.1 Методологија за прикупљање/генерисање података

2.1.1. У оквиру ког истраживачког нацрта су подаци прикупљени?

- a) експеримент, навести тип _____
- b) корелационо истраживање, навести тип _____
- ц) анализа текста, навести тип _____ прикупљање података из литературе _____
- д) остало, навести шта _____ антропомеријска мерења, рачунање индекса телесне масе, прикупљање података о врсти спорта, броја година тренинга и броја сати тренинга у _____

личном контакту са испитаницима. Подаци са инерцијалних сензора су прикупљани преко Inertia studia. Подаци са инклинометра и динамометра су директно читавани и записивани у excel фајл

2.1.2 Навести врсте мерних инструмената или стандарде података специфичних за одређену научну дисциплину (ако постоје).

1. инерцијални сензори Pro Move-mini, Inertia Technology B.V., Hengelosestraat 583, 7521 AG Enschede, Холандија
2. дигитални динамометар JTech Commander PowerTrack Muscle Dynamometer MMT
3. дигитални инклинометар Baseline 12-1057 Fabrication Enterprises INC PO Box 1500 White Plains, NY 10602 (USA).

2.2 Квалитет података и стандарди

2.2.1. Третман недостајућих података

а) Да ли матрица садржи недостајуће податке? Да Не

Ако је одговор да, одговорити на следећа питања:

- а) Колики је број недостајућих података? _____
- б) Да ли се кориснику матрице препоручује замена недостајућих података? Да Не
- в) Ако је одговор да, навести сугестије за третман замене недостајућих података

2.2.2. На који начин је контролисан квалитет података? Описати

Свако мерење је вршено три пута и просек је узиман у обрачунима и након тога су применом статистичких метода проверавани аутлајери.

2.2.3. На који начин је извршена контрола уноса података у матрицу?

Кандидат је самостално контролисао унос података у матрицу и проверавао два пута да ли су добро унети подаци.

3. Третман података и пратећа документација

3.1. Третман и чување података

3.1.1. Подаци ће бити депоновани у репозиторијуму Универзитета у Новом Саду.

3.1.2. URL адреса URL

адреса: <https://cris.uns.ac.rs/searchDissertation.jsf> _____

3.1.3. DOI

3.1.4. Да ли ће подаци бити у отвореном приступу?

а) Да

б) Да, али после ембарга који ће трајати до _____

в) Не

Ако је одговор не, навести разлог _ Подаци добијени истраживањем нису још у потпуности објављени у виду научних радова и биће доступни са сваком публикацијом у складу са етичким принципима заштите поверљивих информација и принципима отворене науке.

3.1.5. Подаци неће бити депоновани у репозиторијум, али ће бити чувани.

Образложење

3.2 Метаподаци и документација података

3.2.1. Који стандард за метаподатке ће бити примењен?

3.2.1. Навести метаподатке на основу којих су подаци депоновани у репозиторијум.

Ако је потребно, навести методе које се користе за преузимање података, аналитичке и процедуралне информације, њихово кодирање, детаљне описе варијабли, записа итд.

3.3 Стратегија и стандарди за чување података

3.3.1. До ког периода ће подаци бити чувани у репозиторијуму?

3.3.2. Да ли ће подаци бити депоновани под шифром? Да Не

3.3.3. Да ли ће шифра бити доступна одређеном кругу истраживача? Да Не

3.3.4. Да ли се подаци морају уклонити из отвореног приступа после извесног времена?
Да Не

Образложити

4. Безбедност података и заштита поверљивих информација

Овај одељак МОРА бити попуњен ако ваши подаци укључују личне податке који се односе на учеснике у истраживању. За друга истраживања треба такође размотрити заштиту и сигурност података.

4.1 Формални стандарди за сигурност информација/података

Истраживачи који спроводе испитивања с људима морају да се придржавају Закона о заштити података о личности

(https://www.paragraf.rs/propisi/zakon_o_zastiti_podataka_o_licnosti.html) и одговарајућег институционалног кодекса о академском интегритету.

4.1.2. Да ли је истраживање одобрено од стране етичке комисије? Да Не

Ако је одговор Да, навести датум и назив етичке комисије која је одобрила истраживање Етички одбора Дома здравља „Нови Сад“ 21/ 43-1, 14. септембар 2017. године.

4.1.2. Да ли подаци укључују личне податке учесника у истраживању? Да Не

Ако је одговор да, наведите на који начин сте осигурали поверљивост и сигурност информација везаних за испитанике:

а) Подаци нису у отвореном приступу

б) Подаци су анонимизирани

ц) Остало, навести шта

5. Доступност података

5.1. Подаци ће бити

а) јавно доступни

б) доступни само уском кругу истраживача у одређеној научној области

ц) затворени

Ако су подаци доступни само уском кругу истраживача, навести под којим условима могу да их користе:

У случају других истраживања где би подаци били потенцијално корисни. Након образложења потребе за увидом омогућиће се приступ анонимизираним подацима.

Ако су подаци доступни само уском кругу истраживача, навести на који начин могу приступити подацима: У комуникацији са аутором.

5.4. Навести лиценцу под којом ће прикупљени подаци бити архивирани.

_____ некомерцијално ауторство _____

6. Улоге и одговорност

6.1. Навести име и презиме и мејл адресу власника (аутора) података

_____ Зоран Шарчевић sarceviczoranat@gmail.com _____

6.2. Навести име и презиме и мејл адресу особе која одржава матрицу с подацима

_____ Зоран Шарчевић sarceviczoranat@gmail.com _____

6.3. Навести име и презиме и мејл адресу особе која омогућује приступ подацима другим истраживачима

_____ Зоран Шарчевић sarceviczoranat@gmail.com _____