

**БЪЛГАРСКА АКАДЕМИЯ НА НАУКИТЕ
ИНСТИТУТ ПО БИОФИЗИКА И БИОМЕДИЦИНСКО
ИНЖЕНЕРСТВО**

КРИСТИЯН ИВАНОВ ТАХТАКОВ

**УСТРОЙСТВО ЗА ПРЕВЕНЦИЯ НА
ГРЪБНАЧНИ ИЗКРИВЯВАНИЯ И
ЕКСПЕРИМЕНТАЛНА ОЦЕНКА НА
ПРИЛОЖИМОСТТА МУ**

А В Т О Р Е Ф Е Р А Т

на дисертационен труд представен за присъждане на
образователна и научна степен **"ДОКТОР"**

област на висше образование: 7. Здравеопазване и спорт
професионално направление: 7.5. Кинезитерапия и рехабилитация

(предишна номенклатура: специалност 02.21.10. "Приложение на принципите и
методите на кибернетиката в различни области на науката")

Научен ръководител: проф. д-н Р.Райкова

Официални рецензенти: проф.др. М.Матвеев
доц. др. Л.Митуцова

София, 2012

Съдържание

Въведение.....	стр. 4
----------------	--------

Глава първа. Съвременно състояние на проблема - методи и средства за изследване и превенция на гръбначни изкривявания

1.1. Актуалност на тематиката – разпространение на различни гръбначни деформации, причини, последствия, профилактика и превенция.....	стр. 7
1.2. Анатомия на гръбначния стълб – кости, стави, мускули и тяхната функция.....	стр. 12
1.2.1. Скелетна структура.....	стр. 12
1.2.2. Стави на гръбначния стълб.....	стр. 18
1.2.3. Механика на гръбначния стълб.....	стр. 18
1.2.4. Мускулатура на гръбначния стълб.....	стр. 19
1.3. Деформации на гръбначния стълб – видове, причини, последици.....	стр. 28
1.4. Технически средства за превенция и рехабилитация на гръбначни изкривявания – предимства и недостатъци.....	стр. 41
1.5. Електромиографски методи за оценка на активността на мускулния апарат.....	стр. 48
Цел и задачи на дисертационния труд.....	стр. 61

Глава втора. Устройство за превенция на сколиотични деформации при подрастващи и експериментална оценка на неговата ефективност

2.1. Телодържане, стойка, кинезиологични особености на позата.....	стр. 63
2.2. Техническо описание на устройството.....	стр. 69
2.3. Експериментална постановка за оценка на активността на мускулите на гърба при различни двигателни задачи с и без устройството <i>SpiCoDS</i>	стр. 75
2.4. Описание на програмата в среда на MATLAB за обработка на експерименталните данни.....	стр. 81
2.5. Резултати от изследванията.....	стр. 85
2.6. Дискусия, изводи и перспективи.....	стр. 100
Научни и научно-приложни приноси.....	стр. 103
Списък на научните публикации.....	стр. 104
Списък на фигури и таблици.....	стр. 105
Приложения.....	стр. 108
Списък на литературните източници и интернет страници.....	стр. 133

Въведение

Проблемът за ранното откриване и ограничаване на развитието на гръбначните изкривявания е актуален, защото се отнася за периода на активен растеж на човешкия организъм – детско-юношеската възраст. Той е не само медицински, но и социално-икономически поради относително високата честота на деца и подрастващи с деформации на гръбначния стълб. Формирането на правилна стойка по време на стоеж, седеж, ходене и дейности от ежедневиия живот се извършва в периода на активен растеж на човешкия организъм (от 3 до 13 год.), тъй като хрущялната тъкан в прешлените все още не е заменена напълно от костна. Заболяването е известно от около 2000 г., но ранното му откриване и лечение е изключително сложно поради многообразното му проявление и полиетиологичен характер. При съвременните условия проблемът се задълбочава, поради намалената физическа активност и продължителното стоене пред компютъра от ранна детска възраст, неподходящ хранителен режим, увеличен брой травматичните увреди, вродени гръбначни аномалии и др. Превенцията на гръбначните изкривявания е наложителна, а за тази цел е необходимо развитието на ефективни методи и технически средства. Особено важно е да се следи за продължителността на статичното положение на тялото, особено в положение седеж (предвид увеличаването на вътретрисковото налягане на гръбначния стълб в сравнение с това при положение стоеж) при занимания на компютър, седенето на чин, маса, бюро, пред компютъра и телевизора и т.н.

Под стойка се разбира привичната поза на непринудено стоящия човек, без особено напрежение на мускулатурата за поддържане на тялото и главата в изправено положение. Неправилното телодържане е един от първите фактори, които довеждат до гръбначни деформации. Ако отклонението на гръбначния стълб от нормалната му форма и функция продължи по-дълъг период, постепенно, то може да премине в трайно гръбначно изкривяване. Известно е, че гръбначните изкривявания оказват неблагоприятно отражение върху здравословното състояние на децата. Поради изменения в гръдната част и промяна на пространствените разположения на органите в гръдната кухина и притискането им, настъпват смущения в дишането и дейността на сърцето. Статистиката от наблюденията върху развитието на гръбначните изкривявания показва, че не всяко неправилно телодържане и гръбначно изкривяване прогресира в тежки форми и води до инвалидизация. Но засега все още няма установен сигурен метод, който да покаже дали началната форма на дадено гръбначно изкривяване ще се задълбочи и ще премине в по-тежко състояние, особено, когато то е от навично естество и не се дължи на вродени дефекти и заболявания. Ето защо се налага

усъвършенстването на съществуващите превантивни и рехабилитационни подходи и разработването на нови ефективни устройства и методи за профилактика, ранна диагностика и лечение на гръбначните изкривявания.

Настоящият дисертационен труд е насочен към разработване на устройство, по-ефективно от съществуващите до сега, за контрол на телодържането и самообучение за постигане на корекция в стойката и ограничаване развитието на гръбначното изкривяване. Целта е устройството да е удобно за ползване, да не причинява дискомфорт и да е с цена достъпна за широко разпространение.

ГЛАВА ПЪРВА

Съвременно състояние на проблема - методи и средства за изследване и превенция на гръбначни изкривявания

1.1. Актуалност на тематиката – разпространение на различни гръбначни деформации, причини, последствия, профилактика и превенция

Точното установяване на честотата и разпространението на гръбначните изкривявания е затруднено поради няколко причини: данните са често противоречиви, липсват такива за всяка една страна поотделно, различните автори използват различни показателите при изследванията, използват се и различни методи при организиране на всяко отделно проучване (Соколов и Маркова - Старейшинска, 1991)*.

Според статическите данни на Националната американска фондация по сколиоза приблизителното разпространение на най-често срещаните гръбначни деформации са кифотичните - 1 на 1000 [web1] и сколиотичните 2 на 100 [web2] или 2-3 % от общото население, като само в САЩ засегнатите от сколиоза са приблизително 6 милиона. Разпространението на сколиозата сред децата е по-голямо - 21.7 на 1000, като ефективността от консервативното лечение на заболяването е 70%, а при 25-27 % от пациентите по-скоро се налага хирургическа интервенция (Rutskii and Volkov, 1995). Според статическите данни разпространението на болестта на Шюерман (Scheuermann), т.е. ювенилната структурна кифоза е средно между 4-8% [web4] като само 1% от засегнатите търсят лечение [web5]. Превенцията на сколиозата е трудна поради това, че причините за възникването и в повечето случаи са неизвестни. Въпреки това, бързото ѝ откриване може да предотврати последиците от бъдещето ѝ развитие [web3]. Лечебно-профилактичната мрежа у нас имаше значителен опит и реализирани на практика

* **Забележка:** номерата на фигурите и таблиците и цитираната литература са дадени съгласно дисертационния труд

ефективни методики и организационни форми за профилактика и лечение на гръбначните изкривявания. За съжаление, след промените в здравеопазването /в средата на 2000 г./ тези здравни проблеми бяха пренебрегнати. Последните данни от изследванията на гръбначните изкривявания в България сочат перманентно увеличаване не само на неправилната стойка сред подрастващите, но и на гръбначните деформации. Според данни на Института по физическо възпитание и училищна хигиена към БАН от извършени профилактични прегледи на ученици през последните десетилетия, гръбначните изкривявания се явяват водещо заболяване. Резултатите са: близо 1/3 или 30 % от прегледаните деца, страдат от някакъв вид гръбначно изкривяване (Колева, 2002). При изследване на 385 ученика от начална училищна възраст на 22-ро СОУ (Чернев и Маринов, 2002) се е констатирало, че при 166 ученика, което представлява 43.11%, се наблюдават гръбначни изкривявания. От пред-сколиоза страдат 40 ученика, което е 24.09 %. Най-силно те са засегнати от сколиоза I степен - 82 ученика (49.40%). Не е за пренебрегване и фактът, че 5 ученика страдат от сколиоза II степен, което е заболяване със сериозни последствия. От кифосколиоза страдат 21 ученика, или 12,65 %, което е не по-малко опасно заболяване. Резултатите от профилактичните и консултативни прегледи на 384 деца и подрастващи на възраст от шест до осемнадесет години, извършени през 2005-2007г. са били сравнявани с такива от други проучвания, правени в продължение на повече от 20 години. Установени са трайно високи стойности на неправилните стойки – 16.83%, и на структурни гръбначни изкривявания /сколиози и кифози/ – 6.81%. Обобщените данни от профилактичните прегледи, проведени от личните лекари на учениците в периода септември - декември 2008 г, показват, че 91 на 1000 прегледани деца са с отклонение в здравословното състояние. Най-честите проблеми са свръхтеглото, смущения в зрението и гръбначни изкривявания. Причините за появата на гръбначните изкривявания обикновено са комплексни - несъобразена с ръста училищна мебел, продължителен престой в неправилна поза, неправилно носене и голямо тегло на ученическата чанта. Несвоевременното лечение на кифотичните [web7] и сколиотичните [web8] деформации, които са най-често срещаните деформации в детско-юношеската възраст, могат да доведат до функционални проблеми свързани със сърдечно съдовата и дихателната система - задух, болки в гърдите и гърба. Неправилната стойка в комбинация с промени в костите може да се превърне в кифоза [web9]. При прогресирането на кифотичната деформация, може да се получи натиск върху гръбначния мозък и изходящите нервни окончания, което да доведе до неврологични симптоми като слабост, загуба на сетивност или загуба на контрола върху червата и

пикочния мехур [web7].

С оглед предпазване от негативните последици от гръбначните изкривявания върху човешкия организъм са необходими перманентни профилактични мероприятия. Профилактиката (от гр. *προφύλαξις* - защитавам, предпазвам) на гръбначните изкривявания трябва да бъде грижа не само на здравеопазването, но и на цялото общество. Училищните условия извънредно много благоприятстват появата на изкривяванията на гръбначния стълб. Статистиката показва, че процентът на сколиозите и кифозите се увеличава рязко, щом децата тръгнат на училище. Детето изменя начина си на живот, като остава продължително време в статично положение, често пъти на неудобни и неподходящи чинове.

Електромиографските и тонометричните изследвания на гръбната мускулатура при различни пози (седеж, стоеж и странично лежане), направени от Головинская (1950), са установили интересни факти. При спокойна правилна поза (седеж) гръбната мускулатура е показала биоелектрична активност със симетричен характер, т.е. в поддържането на трупа еднакво участват мускулите от двете му половини. При неправилна поза (седеж, стоеж или при носене на чанта в едната ръка) гръбната мускулатура показала неравномерна биоелектрична активност, изразена повече откъм изпъкналата страна на гърба, т. е. там, където се увеличава напрежението на едната половина на гръбната мускулатура, която се стреми да върне трупа в правилно положение. Често повтарящата се неправилна поза при седеж на стол, при работа, при странично лежане, при ходене и други, създава предпоставки за неправилна стойка, което от своя страна води до нарушаване на мускулния баланс, а по-късно и до гръбначни изкривявания (Черногорова, 1955).

1.3. Деформации на гръбначния стълб – видове, причини, последици

В ортопедията няма по-голям диагностичен, терапевтичен и лечебен проблем от този свързан с гръбначните деформации. Това произлиза от многообразните етиологични фактори, предизвикващи трите основни патологични деформации на гръбначния стълб – сколиоза, кифоза и лордоза. Сколиоза (Фиг. 1.14) като понятие произлиза от гръцкото *skolios*, което означава кривина. Възприето е като сколиоза да се определя деформирането на гръбначния стълб във фронталната равнина.

От биомеханична гледна точка обаче, под сколиоза трябва да се разбира деформиране на гръбначния стълб и в трите равнини, по-отчетливо във фронталната и трансверзалната (Попов, 2009).

Сколиозата бива функционална или структурна. Функционалната сколиоза може да бъде коригирана при активна корекция на стойката. Структурната сколиоза е

фиксирана деформация на гръбначния стълб, която не може да бъде напълно коригирана при активна корекция на стойката. Приблизително в 80% - 90% от всички случаи на структурната сколиоза тя се определя като идиопатична - тоест с неясна причина.



Фиг. 1.14. Рентгенова снимка на десностранна торакална и левостранна лумбална S – образна сколиоза

Кифоза (*kyphos* от гръцки език гърбица) - Фиг. 1.21 - е дефинирана като понятие през 1958 година от G. Guntz (Guntz, 1957), като едно продължително и постоянно състояние на гръбначния стълб с абнормално увеличение на физиологичната кифоза над 40° по Cobb, ангажиращо целия гръбначен стълб или сегмент от него.



Фиг. 1.21. Кифоза – сравнение на кифотичен гръб с нормален с гръб

Кифозата бива функционална (постурална) или структурна. Постуралната кифоза се коригира сама, когато се легне на равна повърхност или когато гръбначния стълб е хиперекстензиран. При рентгенологично изследване не се забелязват аномалии на прешлените. Структурната кифоза се причинява от аномални въздействия върху костите и междупрешленните дискове, причиняващи наклона в предна посока на гръбначния стълб. Примери за структурна кифоза са: конгениталната кифоза, Шоерман кифоза - болестта на Шоерман (*Scheuermann*) и др. Както постуралната кифоза така и кифозата на Шоерман

се появява в периода на растежа често между 10 и 15 години и обикновено се среща



Фиг.1.23. Сравнение на нормален гръб с увеличена лумбална извивка-лумбална лордоза

при момчетата. Кифозата на Шоерман може да доведе до появата на клиновидни прешлени (Saluja et al., 1986) познати също така като шморлови възли.

Лордотичните деформации на гръбначния стълб (*Lordosis*) - Фиг. 1.23 - според Hauberg (Hauberg, 1950) се разделят на две основни групи: първична и вторична.

Първичните лордотични деформации са свързани с малформации на гръбначния стълб, а вторичните

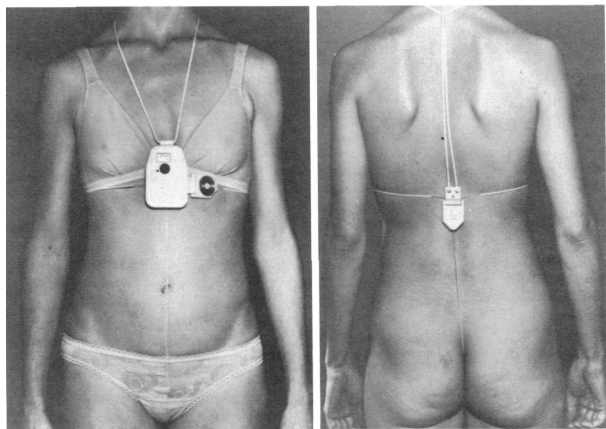
имат лумбална локализация и са резултат от компенсаторно изкривяване, кифотична деформация, екстремно килване напред на таза при луксация на двете тазобедрени стави и др.

1.4. Технически средства за превенция и рехабилитация на гръбначни изкривявания – предимства и недостатъци

Основните устройства за превенция на различен вид гръбначни изкривявания са предимно устройства използващи принципа на обратната връзка. Тяхната функция се състои в измерването и контрола на отклоненията на гръбначния стълб от първоначално зададено положение, с оглед осъществяване на обратна връзка между пациента и устройството, а оттам и корекция на гръбначния стълб. Основните елементи на тези устройства са: датчик (или друго измерващо устройство), измерващ ъгъла на отклонение на гръбначния стълб и сигнализиращ елемент, осигуряващ светлинна, звукова, речева, вибрираща или друга сигнализация, към субекта при определени условия.

Известни устройства за обратна връзка, свързани с корекция на стойката са:

1. **Posture-training device** – е най-старото известно устройство за трениране на стойката - Фиг. 1.26 - и е предложено от Dworkin (Dworkin, et al., 1985; Dworkin, 1982).



Фиг. 1. 26. Устройство за биологична обратна връзка за трениране на стойката

То включва цифрова записваща и анализираща система, изчисляваща общото време на грешната позиция на тялото съгласно критериите за правилна стойка, сигнализиращ модул (зумер) и таймер. Силата на сигнала от сигнализиращия модул от устройството се увеличава на всеки 20 sec. При подържане на неправилна стойка. При корекция на стойката звукът спира.

Изборът на операционния обхват на устройството се постига чрез промяна на дължината му посредством примки, настройващи се индивидуално за всеки пациент.



Фиг.1.27.Устройство SpiderMed I Generation

2. **SpiderMed I Generation** - Фиг. 1.27 - използва се за корекция на стойката при неправилно положение на тялото само в сагиталната равнина - при флексия на раменния пояс

(при издаване на рамената напред) [web21].

3. *Smart garment for trunk posture monitoring* - облекло за проследяване (мониторинг) положението на туловището - Фиг. 1.35. Облеклото за мониторинг е



Фиг. 1. 35. Облекло за проследяване положението на туловището

съставено от три сензорни модула регистриращи цифрови данни, фийдбек система, кутия за батерия и облекло. Всеки сензорен модул се състои от три акселерометъра и 3 едно-осеви жироскопа. Сензорните модула са интегрирани в ластично стегнато облекло и са свързани с устройство за обработка на цифрови данни и система за обратна връзка. Облеклото за проследяване положението на туловището улавя деформацията на гръбначния стълб в сагиталната и фронталната равнина. Целта

му е да предпази потребителя от неправилна стойка, най-вече в лумбалния дял на гръбначния стълб (Wong and Wong, 2008).



Фиг. 1. 36. Virtual Corset

4. *Virtual Corset* (US патент № 5 887 351).

Представява инклинометър, използван за измерване наклона на тялото. Той се включва в т.н. “Виртуален корсет” - Фиг. 1.36, имащ за цел да алармира потребителя, когато границата на зададения ъгъл на наклона на тялото в сагиталната и фронталната равнина е достигната [web23].

1.5. Електромиографски методи за оценка на активността на мускулния апарат

Електромиографските сигнали, правилно отведени от повърхностно разположени мускули и правилно обработени могат да дадат много полезна информация за активността на мускулите при извършване на някаква двигателна задача, за синхронното или несинхронно действие на различните мускули, както и да насочат изследващия към някакви патологии. Широко известни са проблемите при записване на повърхностни ЕМГ сигнали. Много автори стигат до извода, че леките промени на мястото на поставянето на записващите повърхностни електроди, тяхната форма и вид може да доведе до промяна на амплитудата и качеството на повърхностния електромиографски запис (Hermens et al., 1999; Kent and Gentempo, 1993). Недостатък при отвеждане на биоелектричната активност с повърхностни електроди е голямото

съпротивление на кожата повърхност, което възпрепятства отвеждането на полезния сигнал, поради това че амплитудата му бързо намалява на късо разстояние от източника (мускул или нерв). Кожното съпротивление може да бъде намалено чрез поставяне върху електрода на електродна паста, която подобрява контактната повърхност и редуцира съпротивлението и почистване на кожата повърхност със спирт. Друг недостатък е че някои мускули са много близко един до друг вследствие на което понякога се получава т.нар. “crosstalk” - отведения сигнал отразява активността на повече от един мускул. За да се намали това влияние на съседните мускули е необходимо мястото и начина на поставяне на отвеждащия електрод да се съобрази с анатомията на изследвания мускул и на мускула, продуциращ този “crosstalk” (Dimitrova et al., 2002).

Много автори използват повърхностни ЕМГ сигнали отведени от мускули на гърба и гърдите с различни цели. Dolce и Raczyński (Dolce and Raczyński, 1985) показват в техните изследвания, че по време на странична флексия (странично навеждане), правият гръбен мускул (*erector spinae*) показва увеличаване на активността от противоположната страна на наклона. При провеждане на изследване свързано с установяване корелацията между повърхностната ЕМГ активност на гръбните мускули и прогресирането на сколиотичната крива, авторите Cheung et al., (2005) стигнали до извода, че повърхностната ЕМГ може да бъде използвана за прогнозиране развитието на евентуална прогресираща идиопатична сколиоза. ЕМГ изследване (Gaudreault, et al., 2005) свързано с установяването на различията между лица със сколиоза и такива без сколиоза (по отношение на композицията на мускулните влакна, нервномускулната ефективност и мускулната умора на върха на сколиозата) показало, че с помощта на ЕМГ параметри не могат да се намерят разлики между абнормалното състояние на мускулните влакна при лицата със сколиоза и такива без сколиоза.

С оглед правилната интерпретация на повърхностните ЕМГ сигнали при отвеждането им от гърба и гърдите, е от голямо значение да се премахнат електрокардиографските сигнали, предизвикани от дейността на сърдечния мускул. Използваните техники за премахване на шума от повърхностните ЕМГ сигнали, отвеждани от гръбните мускули са: високо-честотно филтриране (Redfern et al., 1993; Levine et al., 1986), и получаването и изваждането на крос-корелацията.

Нов подход (Djuwari et al., 2003) за премахване на електрокардиографски сигнали от повърхностни електромиографски сигнали е така наречения Independent Component Analysis (ICA) или наречен още Multi-step ICA (многостъпков анализ на независимите компоненти). Подходът позволява да се изолират първоначалните

електрокардиографски сигнали, след което същите да бъдат премахнати от всеки електромиографски канал. Това е доста спорен извод, тъй като ЕКГ сигнала в различните канали за ЕМГ се наслагва с различна степен - ЕМГ на мускулите, които са по-близо до сърцето - например долната част на трапецовидния мускул (*m. trapezius – pars ascendens*) се повлияват много повече от сърдечната електрическа активност, отколкото мускулите около кръста - например *erector spinae*. Друго изследване (Drake and Callaghan, 2006) свързано с оценката на използваните често техники за премахване на електрокардиографския сигнал от електромиографския сигнал доказват, че числени високо-честотни филтри, като например от тип Butterworth, с честота на срязване 30 Hz и степен 2 или 3 е оптималната техника.

От литературен обзор могат да се направят следните изводи:

Многообразието и нарастваща разпространеност на гръбначните изкривявания както и трудностите свързани с лечението и профилактиката им, предполага необходимостта от разработване на нови устройства за борбата с тях.

Съществуващите известни устройства с обратна връзка, целящи корекцията на стойката от неправилна в правилна имат следните недостатъци:

1. Причиняват дискомфорт.
2. Осигуряват корекция на положението (стойката) на туловището или корекция на раменния пояс в сагиталната равнина, предимно при флексия на трупа или при флексия на раменния пояс. Това излага на риск ползвателя на устройствата, тъй като се създават условия за деформация на гръбначния стълб във фронталната и/или трансверсалната равнина, т.е. появата на сколиози.
3. Произлизащият от устройството сигнал за обратна връзка е с еднаква продължителност, което води до привикване на потребителя с него.
4. Осигуряват корекция на положението (стойката) на главата, което може да провокира деформации в торакалния дял на гръбначния стълб в сагиталната равнина - кифоза, най-вече от положение седеж.
5. Имат висока себестойност.
6. За да бъдат използвани са нужни познания в областта на информационните технологии.
7. Някои от тях съдържат опасни елементи (живак), можещи да бъдат потенциално опасни за потребителя и околната среда.
8. Липсват методически указания, забележки и препоръки при използване на устройствата.

Следователно, изискванията при проектирането и производството на нови устройства за превенция на гръбначни изкривявания би трябвало да отговарят на следните изисквания:

1. Да не причиняват дискомфорт.
2. Да контролират положението на тялото в сагиталната и фронталната равнина комбинирано и поотделно.
3. Сигнализацията (звукова или вибрационна) на устройствата за обратна връзка да е прекъсната (непостоянна), което ще предпазва потребителя от привикване с нея.
4. Да бъдат изпълнени с минимален брой елементи, особено механични, което да допринесе за по-голямата надеждност и по-ниска себестойност.
5. За обслужването на устройствата не трябва да са необходими познания в областта на информационните технологии, за да бъдат използвани лесно от голям брой потребители.
6. Устройствата да не съдържат опасни елементи (живак).
7. В методически указания за използването на устройствата е необходимо да има както препоръки и забележки, така и напътствия за определяне на правилната стойка, за подходящият период от време за използване на устройството и начина за релаксация на гръбначния стълб.

Предвид значителното увеличаване на гръбначните изкривявания сред подрастващите в последно време и усложненията свързани с тях, е целесъобразно да се създаде устройство за профилактика и лечение на гръбначните деформации.

Основната цел на устройството е да формира динамичен стереотип за поддържане на правилна стойка на подрастващите. Предназначението на устройството е да обучава подрастващите да поддържат правилна стойка, неинвазивно, посредством обратна връзка, като по този начин се допълват конвенционалните методи за рехабилитация, профилактика и лечение на гръбначните изкривявания.

За да се оцени обективно ефекта от използването на устройството с обратна връзка за корекцията на стойката, е подходящо да се разработи методика на базата на ЕМГ сигнали, с които да се оцени активността на мускулите на гърба.

Цел и задачи на дисертационния труд

Целта на дисертационния труд е: да се разработи и тества на доброволци прототип на устройство за превенция на гръбначни изкривявания сред подрастващите, което да е с ниска себестойност, да не застрашава потребителя и околната среда, създадено на принципа на обратна връзка, като ефективността му се оцени експериментално с предложена подходяща методика за оценка на активността на мускулите на гърба.

Дисертационният труд има следните основни **задачи**:

1. Да се изработи прототип на устройство за сигнализиране при заемане на неправилна стойка в два варианта - със звук и с вибрационен сигнал. Да се предостави за пробно ползване от лица с начални проблеми в гръбначния стълб и се направи начална оценка на полезността и функционалността му.
2. Да се създаде експериментална процедура (методика) за оценка на активността на мускулите на гърба с и без устройството на базата на записани ЕМГ сигнали от повърхностно разположени мускули.
3. Да се избере подходящ метод за обработка и визуализация на ЕМГ сигналите.
4. Да се изследват деца с и без проблеми в гръбначния стълб, да се обработят техните експериментални данни и да се направят първоначални изводи относно възможността постановката да се използва както за диагностични цели, така и за оценка и продължително проследяване на ефекта от разработения прототип на устройството.

ГЛАВА ВТОРА

Устройство за превенция на сколиотични деформации при подрастващи и експериментална оценка на неговата ефективност

2.1. Телодържане, стойка, кинезиологични особености на позата

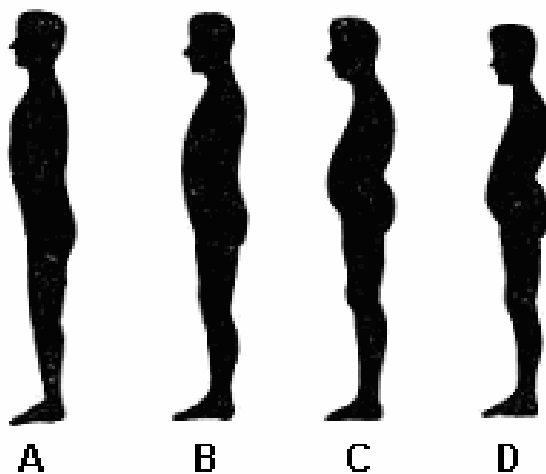
Под телодържане се разбира непринуденото положение на тялото в седеж, стоеж и ходене (Краковяк, 1959; Крамаренко и Ловейко, 1950; Манчева и др., 1962; Мошков, 1949). Под стойка се разбира привичната поза на непринудено стоящия човек, без особено напрежение на мускулатурата за поддържане на тялото и главата в изправено положение. От морфологична гледна точка стойката се определя от формата на гръбначния стълб и гръдния кош, от положението на главата, от ъгъла на наклона на таза и от състоянието на крайниците. В същото време от физиологична гледна точка стойката е двигателен навик, който се изработва постепенно през целия период на

детството и юношеството в зависимост от начина на живот. Тя е зависима от много фактори като възраст, пол, височина на тялото и неговата конституция, от анатомични предпоставки като кости, стави, връзки и мускули, от невро-мускулния контрол на централната нервна система, подхранена с различни информационни данни посредством очите, органите на равновесието, както и пирамидната и екстрапирамидна система, и накрая от психогенни влияния като настроението и психичната нагласа.

При нормална стойка вертикалната ос на тялото (мислената линия, прекарана от черепа до ходилата) преминава през средата на темето, през външния ушен канал, тялото на С6 или С7, тялото на Th11 или Th12, през физиологичната поясна лордоза, през главата на бедрената кост, предната повърхност на колянната става и стига до ладиевидната кост на ходилото (Фиг. 2.1). Ако съединяването на тези точки дава начупена линия или ако си представим тази мислена линия като отвес и той не минава през посочените по-горе точки, се говори за отклонение от правилната стойка. Тялото при правилна нормална стойка е с изправена глава, раменете дръпнати назад, гърдите отведени напред, а коремът прибран. Линията на гръбначния стълб е вълнообразна. Походката при тази стойка е пластична и красива. Различават се четири вида стойки (Фиг. 2.2). Те се означават с буквите А, В, С, D, като на всяка буква съответства и оценка. За стойка А — много добра, за В — добра, за С - средна и за D - лоша. Оценката се дава, като се проследява оста на тялото, положението на главата и раменете, формата на гръдния кош, равномерното протичане на физиологичните извивки на гръбначния стълб, линията на коремната стена и формата на долните крайници. Например при стойка А оста на тялото е права, раменете са дръпнати назад, коремът е прибран, главата е изправена. При стойка В оста на тялото е леко начупена, главата е малко напред и раменете са леко отпуснати. При стойка С и D тези показатели



Фиг. 2.1
Нормална стойка



Фиг. 2.2
Видове неправилни стойки

са силно влошени - оста е начупена, раменете са приведени и отпуснати, главата е наведена напред, гръдната кифоза е увеличена, коремът е увиснал, гръдната стена се спуска косо и изостава зад линията на корема (Соколов и Маркова - Старейшинска, 1991, виж също и в Маркова-Старейшинска, 1971).

Позата се определя като разположение на костните и ставните сегменти на тялото в определен момент. Позата може да бъде статична, когато тялото е в покой - стоеж, седеж, лег (лежане). Тя може да бъде и динамична, когато тялото се движи и променя разположението на сегментите си.

Един от най-важните механични фактори, при заемане на дадена поза, е нейната стабилност. Тя се определя от това дали проекцията на общия център на тежестта на тялото се намира в средата на опорната площ.

Стабилността на позата се определя от статични и динамични фактори. Към статичните фактори спадат разположението на костните и ставните сегменти, както и пасивните сили, генерирани от ставните капсули и лигаменти. Динамичните фактори се определят от активното мускулно напрежение.

Позата на тялото и в частност на гръбначния стълб определя степента на вътрешното налягане в междупрешленните дискове. Най-малко е налягането при лежане по гръб - тилен лег (25%, от това при стоеж). Наклоните напред и седежът увеличават най-много вътретрисковото налягане, особено ако се повдига и допълнителна тежест с горните крайници.

Правилната поза, независимо дали тялото е в покой или се движи, на първо място изисква поддържане на нормалните извивки на гръбначния стълб. Това позволява минимизиране на натоварването в двигателните сегменти, независимо дали се касае за повдигане на предмети, копаене, събиране на листа и др. неблагоприятни за натоварването на гръбначния стълб дейности (Попов, 2009).

2.2. Техническо описание на устройството

Целта на устройството за корекция на стойката (BG патент за изобретение № 65378 В1 - web38) е да създава правилен навик за телодържане и предпази гръбначния стълб от асиметрични натоварвания в сагиталната и фронталната равнина, представляващи ключова роля в лечението и профилактиката на гръбначните изкривявания. В основата на действието на устройството е обратната връзка - сигнализация (звукова или вибрационна) имаща за цел да подсеща непрекъснато лицето, което го използва, да коригира стойката си в случай, че тя е неправилна. Устройство се закрепва към гърба на ползвателя с помощта на ластични колани, към

които има фиксирано обособено джобче за поставяне на устройството. Дължината на ластичните колани, може да се променя посредством закрепвания на различни позиции с велкро или катарама. Ластичните колани се регулират така, че устройството да е плътно прилепнало към гърба, без да се предизвиква дискомфорт. Появата на сигнализация (звукова или вибрационна) при наклон напред, наляво или надясно над определен ъгъл се осъществява посредством настройката на 3 броя ключови (релейни) (roll-ball tilt sensors) датчици – 2 броя за фронталната равнина (ляв и десен наклон на туловището) и 1 брой за сагиталната равнина (при наклон напред – флексия). При необходимост може да се добави още един датчик за отчитане на екстензията (наклон назад). Предполага се обаче, че неестествена екстензия на гърба е рядко срещана и за това в текущата техническа реализация на устройството четвърти датчик не е предвиден. Датчиците са достъпни от търговската мрежа или интернет магазини. Използваните в текущата реализация на устройството датчици се включват фабрично при ъгъл 30^0 спрямо хоризонталната равнина, като настройката им в кутията на устройството се осъществява ръчно чрез промяна на ъгъла от изходното им положение спрямо хоризонталната ос.

Устройството има 3 режима на работа означени на кутийката, в която е поставено, като “On”, “Off” и “Test”. При режим “Off” устройството е изключено. При режим “Test” светва сигнален червен диод на горната част на панела на устройството, показващ, че устройството е в работен режим. При този режим се извършва настройка или корекция на ъглите, при които трябва да започне звуковата или вибрационна сигнализация. Сигналят се появява веднага след като наклонът на някой от датчиците (сензори за положение) надхвърли зададената фиксирана стойност. При режим “On” сигнализацията на устройството започва след като неправилната стойка е задържана повече от 10 секунди. Това е работният режим.

За да има ефект при създаването на динамичен стереотип за правилно телодържане е желателно устройството да се използва поне 3 пъти на ден по 45-50 минути, предимно от положение седеж (предвид увеличаването на вътретрисковото налягане на гръбначния стълб в сравнение с това при заемане на положение стоеж), с постепенно увеличаване на времето му за ползване до намиране на оптималното такова, с оглед избягване на чувство за дискомфорт и болки в гърба. В случай на дискомфорт (умора) на окологръбната мускулатура, гръбначният стълб трябва да релаксира (да се отпусне). Най-добре е това да стане от положение тилен лег (лежане по гръб) или като се направи физкултурна минутка с подходящо подбрани изправителни упражнения.

С оглед постигане на мускулен баланс на паравертебралната мускулатура и създаване на навик за правилно телодържане от положение седеж при използване на устройството е желателно потребителят да се научи да се облакътява, т.е. да се подпре симетрично на двете длани под брадичката при свити в лактите ръце в опора на плота масата и рамене разположени на едно ниво.

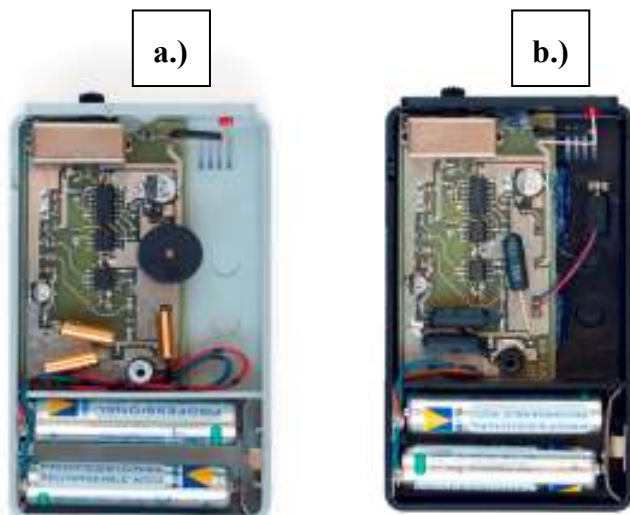
Както една предходна версия на устройството (Официален бюлетин на патентно ведомство на Република България 1999; web39), така и новата, могат да бъдат успешно прилагани при изследване на статично силовата издръжливост на мускулатурата на туловището (Tahtakov and Dimitrova, 2003; web40). Те могат да се прилагат при лечението на кифози в комбинация с кинезитерапия (Dimitrova and Tahtakov, 2000; web41; Димитрова и др., 1999), при лечението и профилактиката на гръбначни изкривявания (Tahtakov et al., 1999), както и при статична тренировка на гръбната мускулатура при активен самоконтрол от страна на пациента (Tahtakov et al., 2001; web39).

За разлика от старата версия на устройството, новата такава (BG патент за изобретение № 65378; web38) може да се използва по-ефективно при лечението и профилактиката на сколиози, кифосколиози и кифози. Устройството може да се прилага едновременно с кинезитерапия (при упражнения изискващи правилна стойка), с фитнес уреди (ходещи пътечки и др., с оглед поддържането на правилна поза по време на използването на уредите), с ортопедични колани (с цел да се намали риска от отслабване на паравертебралната мускулатура и създаване на навик за правилно телодържане) и др.

Прототипите на устройството за корекция на телесната стойка с приета абревиатура “SpiCoDS” със звукова (Фиг. 2.5a) и вибрационна (Фиг. 2.5b) сигнализация (на фигурите е показан вътрешен изглед на устройството) са реализирани на двуслойна печатна платка с повърхностен (SMD) монтаж. В състава на устройството влизат следните елементи: 2 броя интегрални схеми тип N555, четири И-НЕ логически елемента D1-A - D1D - 4001, вибриращ мотор - OTL – 6 SL, зумер - PK12N40PA, три позиционен ключ, 3 броя ключови (релейни) датчици за наклон - AT 411-2 (tilt switch ball rolling, AT series), включващи се при ъгъл 30^0 спрямо хоризонта и 2 броя батерии тип AAA 1000 mA от 1.2 V.

Методическо указание за употребата на устройството “SpiCoDS”

Устройството с обратна връзка за създаване на динамичен стереотип за поддържане на правилна стойка се регулира индивидуално и последователно по следния начин:



Фиг. 2.5. (a) SpiCoDS със звукова сигнализация; (b) SpiCoDS с вибрационна сигнализация.



Фиг. 2.6. Закрепване на устройството на гърба на ползвателя

1. Изходно положение седеж на стол. Лактите са свободно поставени на плота на масата (чина), а раменете са разположени на еднаква височина - хоризонтално. Ходилата на краката са удобно стъпили на пода, като коленете са спокойно разположени. Тазът е в естествена позиция, без бъде извит напред или назад, като при наличие на стол с облегалка, трябва да бъде опрян на облегалката. Устройството се поставя в обособено за целта джобче към ластични колани, които фиксират устройството към гърба на потребителя. Датчиците задействащи сигнализацията, се настройват ръчно в процес на определяне на правилната стойка. Ориентирите за определяне на правилното положение на тялото от седеж са:

- образуваното разстояние между гръдния кош и страничната част на плота на масата (чина) да бъде с размер от 7 до 10 см., така че китката на ръката да може да минава свободно между тях;

- разстоянието от очите до плота на масата (чина) да бъде с размер около 35 - 40 см., като се внимава да не намалява;

- заемане на естествено положение на гръбначния стълб – състояние определено между активно коригирана (изправена) и леко отпусната стойка;

При използването на стол с облегалка е желателно таза да бъде опрян плътно до облегалката.

2. Изходно положение стоеж с плътен допир до стената, събрани пети, прибран корем и изправена глава до нивото на хоризонта, без усещане за дискомфорт. От това положение тялото леко се отпуска (между стоеж мирно и стоеж свободно) и се регулира необходимия ъгъл. Устройството се настройва в сагиталната и фронтална

равнина, като се фиксира ъгълът, при който да се задейства сигнала.

Ластичните колани, с които устройството се закрепва към гърба, се регулират така, че то да е прилепено плътно към гръбначния стълб без да се предизвика дискомфорт. След включване на устройството, при поддържане на неправилна стойка в продължение на повече от 10 sec., се задейства сигнал (вибрационен или звуков). При връщане в правилна стойка сигналът се изключва.

При настъпваща умора на гръбначния стълб, потребителят може да го разтовари (релаксира) като легне по гръб на кушетка, направи кратка физическа почивка или се облакът (да се подпрете симетрично на двете длани под брадичката на свити в лактите ръце в опора на масата и рамене разположени на едно ниво).

Времето за употреба на устройството се увеличава постепенно до постигането на оптималните възможности за пациента, без да се допуска появата на болка в гърба, чувство на умора и дискомфорт.

Препоръки и забележки:

1. Да се изследва зрението на потребителя на устройството.
2. Да се следи периодично развитието на гръбначното изкривяване.
3. Да се внимава за положението на главата. Тя не трябва да се изнася напред както и не трябва да бъде наклонена в предно-задна или странична посока.
4. При увеличена поясна лордоза, може да се постави валяк-възглавничка на облегалката на стола за поддържането ѝ.
5. Правилната стойка не трябва да предизвиква чувство на напрежение, болка или дискомфорт.
6. Устройството е удачно да бъде използвано предимно от изходно положение седеж на стол с или без използването на таймера, т.е. може да се използва и в положение "Test " и в положение "On".
7. Появата на честа сигнализация с успоредно влошаване на стойката е признак, че потребителя трябва да се разтовари и евентуално да направи физкултурна пауза.
8. Желателно е периодично да се проверява настройката на устройството спрямо първоначалната.

2.3. Експериментална постановка за оценка на активността на мускулите на гърба при различни двигателни задачи с и без устройството SpiCoDS

Извършените пилотни експерименти имаха за цел да се разработи подходящ протокол и процедура (включително избор на подходяща обработка и визуализация на

електромиографските сигнали (ЕМГс) за оценка на полезността на устройството, неговия първоначален ефект и проследяване на промените в стойката и на активността на мускулите при по-продължително използване. По време на експериментите се отвеждат и записват за по-нататъшна обработка ЕМГ сигналите на 8 мускула на гърба по време на различни двигателни задачи. ЕМГ сигналите се отвеждат посредством повърхностни кръгли 9 mm електроди – “Skintact-premier” F-301 и се записват на диска на компютъра използвайки 8 канален електромиограф Telemyo 2400 G2 с измервателна система Noraxon USA, Inc. Общият електрод за системата се поставя на processus spinosus на 6-ти шиен прешлен. Електродите предварително, преди поставянето, се почистват със спирт и се поставят на разстояние 3 см един от друг върху кожата, която предварително също е почистена със спирт.

Местоположението на електродите е симетрично спрямо гръбначния стълб - Фиг.2.8. То е определено съгласно препоръките на системата NORAXON. Отвеждат се сигналите на следните мускули (Фиг.2.9):

- трапецовиден мускул (m. trapezius) – горна и долна част от ляво и дясно, а именно - upper left part (TRA-UL), upper right part (TRA-UR), lower left part (TRA-LL), lower right part (TRA-LR);
- широк гръбен мускул (m. latissimus dorsi) от ляво и дясно, а именно left part (LATD-L) и right part (LATD-R);



Фиг.2.8.
*Местоположение на
електродите при провеждане
на експериментите*

прав гръбен мускул (m. erector spinae) – лумбална част, от ляво и дясно, а именно lumbar left (ERS-LL) lumbar right (ERS-LR).

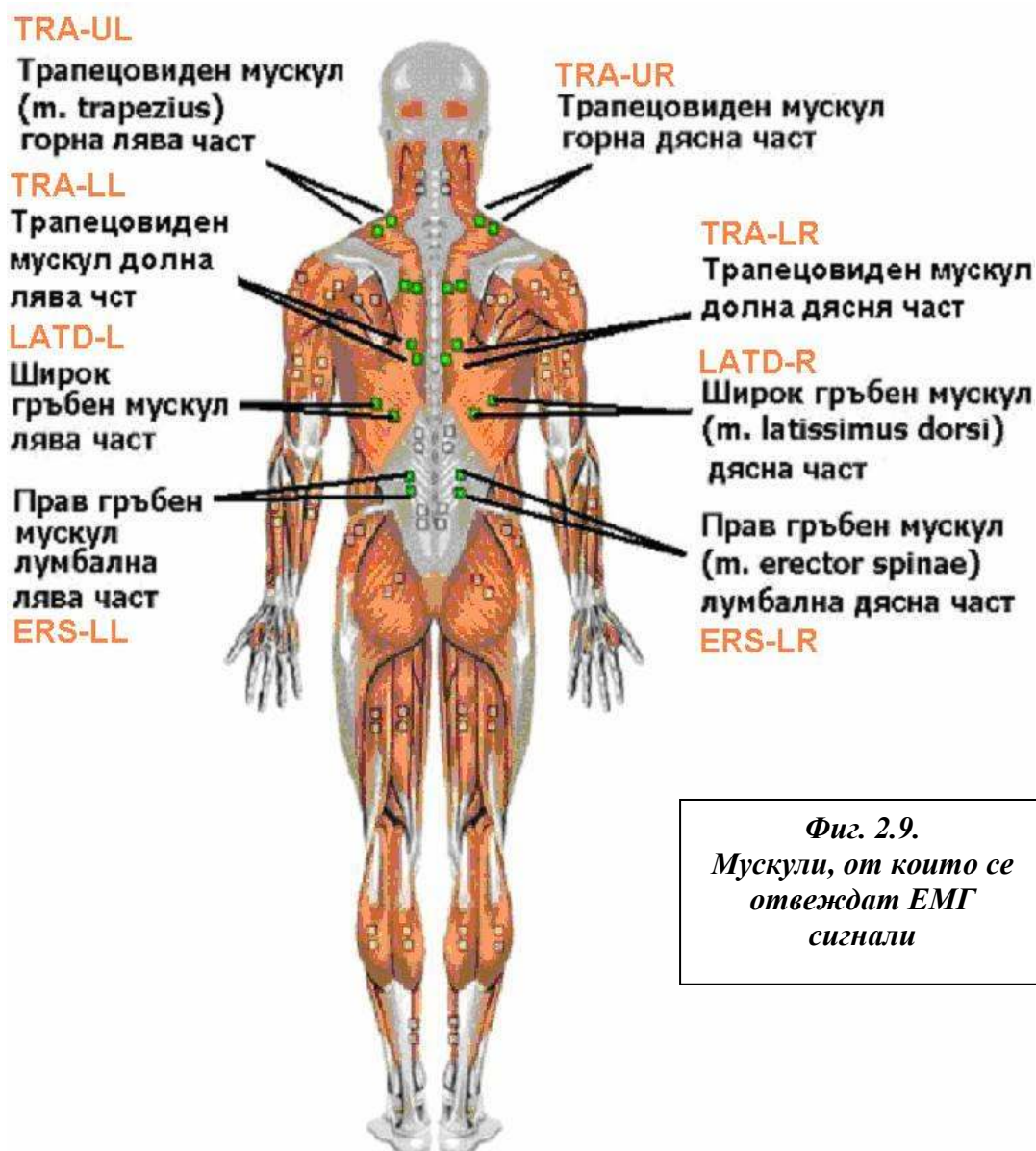
Честотата на дискретизиране на ЕМГ сигналите е 1500 Hz, а максималното време на всеки запис (породна двигателна задача) е 60 секунди.

Усилването за всеки един канал е еднакво. Данните се записват online на твърд диск със системата MyoResearch XP (версия 1.07.05) и се обработват след експеримента като се трансформират в текстови

файлове. Всеки експеримент се записва с видеокамера.

Експериментални серии

Експериментите се извършват с и без устройството “SpiCoDS” в следната последователност:



Фиг. 2.9.
Мускули, от които се
отвеждат ЕМГ
сигнали

1. **Референтна стойка** – прав. Стоеж с лице към стената, спокойно отпуснати ръце покрай тялото, нормална естествена поза, без напрежение.
2. **Стойка** – прав, активно коригиран. Стоеж с лице към стената, коригирана правилна стойка, изпънати рамене, права глава, спокойно отпуснати ръце покрай тялото.
3. **Седеж** - седнал, нормален (естествен). Подопитното лице е седнало на стол, в нормално ежедневно положение, ъгъл от около 90° в коленете и 90° в кръста, ръце отпуснати покрай тялото, без опора.
4. **Седеж** - седнал, активно коригиран. Подопитното лице е седнало на стол, в активно коригирана права стойка, с изправен гръб, приблизително 90° в коленете, 90° в кръста, ръце отпуснати покрай тялото, без опора.

5. Движение надясно: от стойка 3 бавен наклон максимално надясно и връщане в изходна позиция. След 3-4s се извършва същото движение.

6. Движение наляво: от стойка 3 бавен наклон максимално наляво и връщане в изходна позиция. След 3-4s се извършва същото движение.

7. Движение напред: от стойка 3 бавен наклон максимално напред после връщане в изходна позиция. След 3-4s се извършва същото движение.

8. Опора на двете ръце - седеж на стол, главата се поддържа от дланите симетрично разположени под брадичката при свити в лактите ръце, опрени на плота на масата и рамене разположени на едно ниво (облакътяване).

9. Опора на дясна ръка - седеж на стол, главата се поддържа с дланта на дясната ръка опряна върху плот на маса.

10. Опора на лява ръка - седеж на стол, главата се поддържа с дланта на лявата ръка опряна върху плот на маса.

Ритъмът на движение при изпълнение на задачи 5, 6 и 7 се задава от инструктор.

Устройството се слага без промяна на разположението на електродите и се включва в тестов режим. Нагласят се датчиците, така че да сработват при около 15° - 20° отклонение от референтна позиция 1 (това се прави индивидуално, в зависимост от конкретното гръбначно изкривяване, възрастта, височината и други индивидуални особености на подопитното лице).

Извършват се същите двигателни задачи, като протоколът е в същата последователност - от 1 до 10 - като при динамика (точки 8, 9 и 10), ритъмът на движенията се регулира от устройството - тоест връщането в изходна позиция става след активирането на звуковия или вибрационен сигнал.

Сигналите от 8 - те канала се наблюдават в реално време на монитора. Ако се забележат някакви проблеми, дължащи се например на отлепване на някой от електродите, усукване на кабелите, шум при предаването на сигнала към компютъра и т.н., проблемът се отстранява и съответният експеримент се повтаря.

Преди започване на експеримента се провежда разговор с подопитното лице и неговите родители. Те подробно се информират за целта на експериментните, за това, колко важна е профилактиката, за необходимостта от поддържане на правилна стойка и въобще от необходимостта от правилни двигателни навици, спортуване, правене на подходящи упражнения и т.н. С помощта на родителите и детето се попълва анкетна карта, с което те дават съгласието си за провеждане на експеримента, съгласно етическите принципи за медицински изследвания и декларацията на Хелзинкския комитет за правата на човека. След това К. Тахтаков, в ролята си на дипломиран

кинезитерапевт, прави преглед на детето с цел установяване на степента и вида на гръбначното изкривяване. Степените на изкривяване се определят по-точно чрез рентгенова снимка по градусите на изкривяване (ако има такава).

2.4. Описание на програмата в среда на MATLAB за обработка на експерименталните данни

Записаните ЕМГ сигнали в текстов формат се обработват с програма написана в среда на MATLAB от колектив: проф. Р. Райкова с помощта на доц. Хр. Аладжов и консултации с доц. В. Кръстева, съгласно препоръчаните в литературата процедури (Kamen and Gabriel, 2010). Първоначално се прилагат два числени ниско честотни филтри. Те се прилагат с цел да се премахне влиянието на електрическата активност на сърцето (т.н. QRS комплекс) и да остане само ЕМГ сигнала на съответния мускул (Christov and Daskalov, 1999; Hof, 2009; Redfern et al., 1993). Първият филтър е стандартен (вграден като функция в MATLAB) от 4-ти ред, честота на срязване 30 Hz (Buttreword, order 4, cut-off frequency 30 Hz).

```
Fs = 1500;    % [Hz] sampling rate  
fh=Fs/2;  
mb=4;        % order of the filter  
cutFR=30;    % cut-off frequency  
[b,a]= butter(mb,cutFR/ fh,'high');  
EMGfil=filter(b,a,EMG).
```

Вторият филтър е също Buttreword от 4-ти ред с честота на срязване 60 Hz, като се прилага само върху тези времеви интервали от експерименталните данни, където все още се забелязват по-високи пикове от QRS комплекса. Той е разработен от доц. В.Кръстева от ИБФБМИ (Christov and Daskalov, 1999).

След това се извършва изпращане (тоест намира се абсолютната стойност на сигнала) и се прилага един високочестотен филтър (Buttreword, от 2 ред, с честота на срязване 60 Hz),

```
mb=2;        % order of the filter  
cutFR=60;    % cut-off frequency  
[b,a]= butter(mb,cutFR/fh,'low');  
EMGfil=filter(b,a,EMG);
```

където *a* и *b* са коефициентите на филтрите, *EMG* е съответния ЕМГ сигнал преди филтрирането, а *EMGfil* - същия сигнал (канал) след прилагането на съответния филтър.

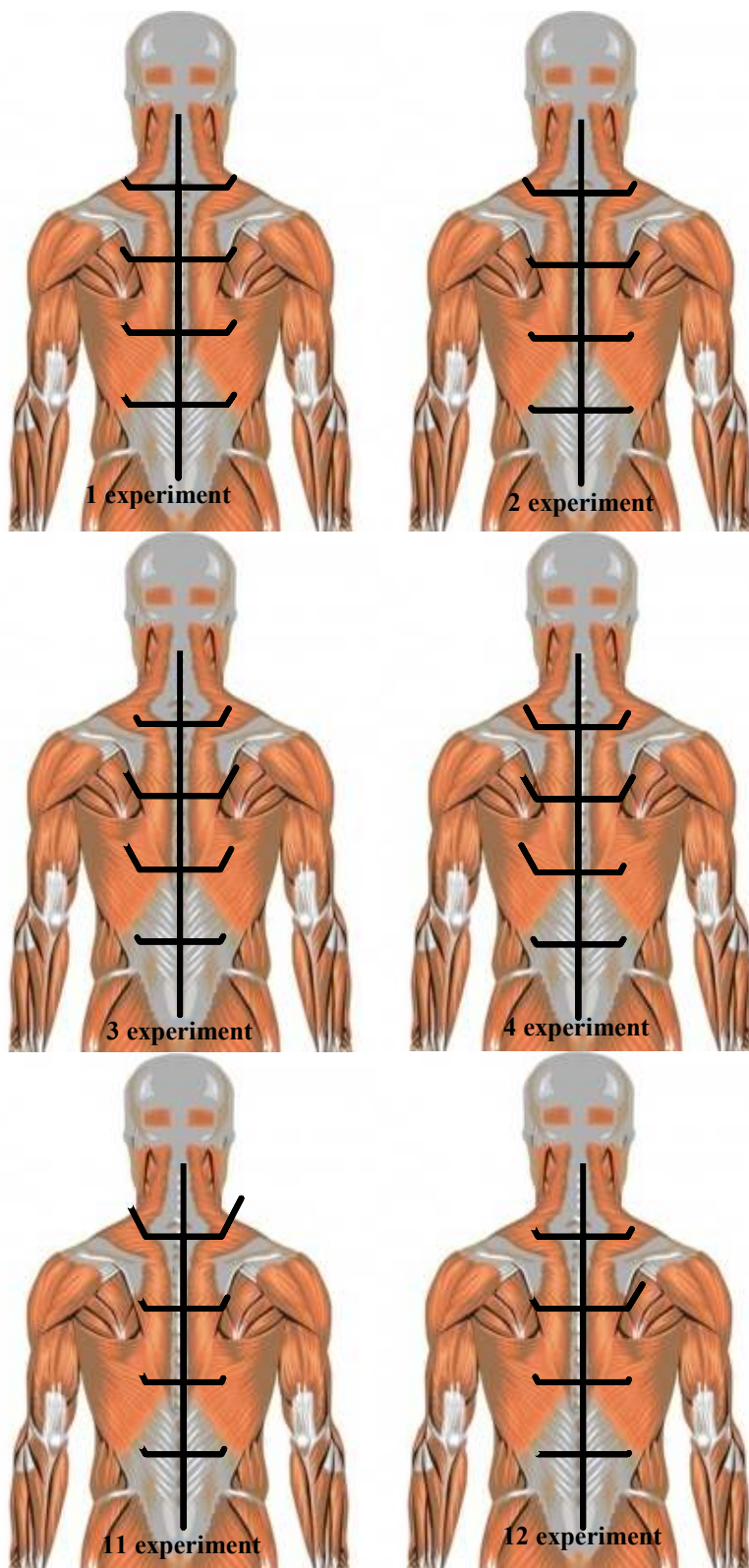
Накрая се извършва усредняване на стойностите на сигнала за всеки 100 ms. Така обработените данни се запазват за по-нататъшна обработка и визуализация. В приложението към дисертацията са дадени фигури, илюстриращи различните етапи на

обработка за едно подопитно лице.

Следващата стъпка е обработката и визуализацията на данните, с цел да може да се направи лесно сравнение между индивидуалните двигателни задачи и активността на различните мускули. *Сравнение между различните подопитни лица не се прави.* Сравнява се само активността на мускулите на едно и също лице при различните двигателни задачи, *без да се прави опит да се свърже тя с реалната мускулна сила.* Ето защо, първо всички данни за едно лице бяха нормализирани спрямо неговия първи експеримент, т.е. взетата като референтна стойка 1 - прав, без устройство, с естествено подържане на изправена, нормална стойка. Това нормализиране беше направено по следния начин. За този експеримент се избира времеви интервал от около 30 s (по възможност, ако не - се взема по-малък интервал), в който не се забелязват артефакти. За този интервал се намира средната стойност - сумата от всички амплитуди, разделена на продължителността на избрания времеви интервал. Така, от тези стойности се получават 8 коефициента k_i , които представляват една средна активност на мускула при избраната като референтна нормална стойка. След това всички данни от всичките останали 19 експеримента се нормализират (делят) с тези коефициенти. Тоест данните от всеки канал се разделят на съответния коефициент за съответния канал (мускул). За следващите стъпки на визуализиране на активността на всеки мускул, за всеки експеримент визуално, ръчно и индивидуално се избира подходящ времеви интервал. За статичните задачи това е интервалът с най-малко странични шумове и артефакти (препоръчително е този интервал да е около 30 s). За динамичните задачи интервалът се избира така, че да съдържа 5-те най-отчетливи *последователни* наклони надясно, наляво или напред.

За да сравним активността на всеки един мускул по време на различните *статични* експерименти се намира средната стойност на така обработените ЕМГ сигнали, като те се делят на избрания при предишната стъпка времеви интервал. За да се оцени относителното участие (относителна спрямо първия експеримент активност) на 8-те мускула в дадена двигателна задача тези средни стойности са визуализирани за всичките статични експерименти в Приложение дадено в дисертацията. Сравнени са активностите на 8-те мускула при статичните задачи с и без устройство като активността на мускулите по време на първия експеримент е приета като относителна единица. От графиките се вижда, че при експеримент 8 - опора на две ръце без устройство - повечето мускули имат почти същата или даже по-малка активност в сравнение с тяхната активност по време на референтната стойка. При инструкция да се коригира стойката (експерименти 2 и 4) активността на мускул *trapezius* съществено се

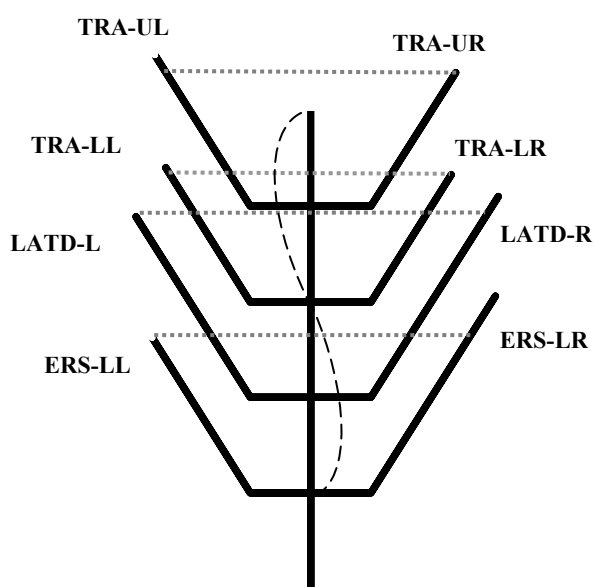
увеличава. При седеж на стол повечето мускули са с по-голяма активност, отколкото когато лицето е изправено. Когато обаче лицето е облякато - 8, 9 и 10 експеримент - повечето мускули имат по-малка активност. В Приложенията към дисертацията е показан и друг тип, много по-лесен за възприемане от неспециалисти, графично представяне на данните - един пример е даден на фигурата по-долу. Наклонените под



По-нагледно визуализиране на усреднените данни за активността на 8-те мускула на гърба при няколко различни експеримента

45° отсечки на фигурите са пропорционални на изчислените средни стойности за активността на съответните мускули за съответния експеримент. Логично тези отсечки в най-горните леви фигури имат стойност относителна единица, защото представят данните от първия експеримент взет като референтна стойка. Когато сравним например тези отсечки за 1-ви и 11 експеримент се вижда, че поставянето на устройството предизвиква увеличение на активността на горната част на мускул *trapezius*, което може да се дължи на инстинктивното изправяне на главата, дължащо се на психоефект. Подобна обработка на ЕМГ сигналите се прави и за динамичните експерименти - тогава сумата от амплитудите на сигнала се дели на времевия интервал, избран при предишната стъпка, така че да съдържа в себе си 5 последователни, най-отчетливи наклони. Така получената средна активност за 8-мускула при експерименти 5, 6, 7, 15, 16 и 17 се визуализират отделно в Приложения в дисертацията. От данните може да се направи извода че при повечето мускули най-голяма активност се наблюдава при 7 и 17 експеримент - тоест наклон напред.

За да се направи опит за една първоначална диагностика на състоянието на мускулатурата на гърба и се свърже евентуално с установено по медицинска диагноза гръбначно изкривяване, изчислените коефициенти k_i ($i=1,2,\dots,8$) се визуализират както е показано на фигурата по-долу с наклонени под 45° отсечки с дължина пропорционална на k_i . Разликата в тези отсечки за левите и десните части на съответните мускули (визуализирана с S-образната крива) може да ни подсказва една първоначална асиметрична активност на мускулите, дължаща се на сколиотична деформация и една евентуална хипотеза относно вида на изкривяването във фронталната равнина.



Графична интерпретация на средната стойност на ЕМГ сигналите на осемте мускула по време на първия експеримент. Наклонените сегменти са пропорционални на съответните изчислени коефициенти. Фигурата илюстрира едно възможно тълкуване на тези коефициенти. Тънката пунктирана сива хоризонтална линия маркира разликата в активността на лявата и десната част на съответния мускул. Пречупената S – образна извивка показва хипотетичната извивка на гръбначния стълб (различна от нормалната вертикална позиция) породена от асиметричната мускулна активност. Усукването е от страната на по-голямата мускулна активност.

2.5. Резултати от изследванията

Бяха изследвани общо 11 деца, на възраст от 7 до 14 г., от които 8 са с различна степен и вид сколиотични деформации, а 3 - са без установено гръбначно изкривяване, като две от тях са с така наречената "порочна стойка", забелязана от родителите. На тези от тях, които са с гръбначни изкривявания са предоставени за ползване устройствата "*SpiCoDS*" със съответните упътвания за ползване. На всички са направени експерименталните изследвания описани в Глава 2.3. Записаните данни са обработени със създадените програми в среда на MATLAB както беше описано в глава 2.4. За всяко подопитно лице беше съставено досие с индивидуалните данни и резултатите от обработката на експериментите.

По-надолу са обобщени резултатите от изследването на едно подопитно лице с левостранна сколиоза, на което по време на експеримента беше поставено устройство със звукова сигнализация.

Като се сравни дейността на всичките 8 мускула по време на всичките 20 експерименти за избраните интервали от време, могат да се направят следните основни заключения:

При усилие от страна на субекта активно да коригира позата си, дейността на горните части на *m.trapezius* се увеличава, докато дейността на *m.erector spinae* и *m.latisimus dorsi* леко се понижава. В седящо положение последните два мускула са по-активни отколкото в изправена позиция. Ефектът от носенето на устройството са по-видими при всички части на мускул *trapezius* – тяхната дейност се увеличава вероятно вследствие на психо ефект, тъй като теглото на устройството е много малко (50g). Това увеличение е най-изразително при експерименти 18, 19 и 20, тъй като субектът е в очакване на звуковия сигнал на устройството. При поддържане на главата от субекта с двете ръце едновременно, понякога леко се нарушава определената от устройството максимална стойност на ъгъла на датчика за наклон напред, а с лява и дясна ръка - настрани. Вероятно затова подопитното лице се подготвя да се коригира и е в очакване на сигнала. Най-малка активност на всички мускули се наблюдаваше при експеримент 8, при който се осъществява поддържането на главата с двете длани под брадичката със свити в лактите ръце в опора на масата и рамене разположени на едно ниво, но без да е поставено устройството.

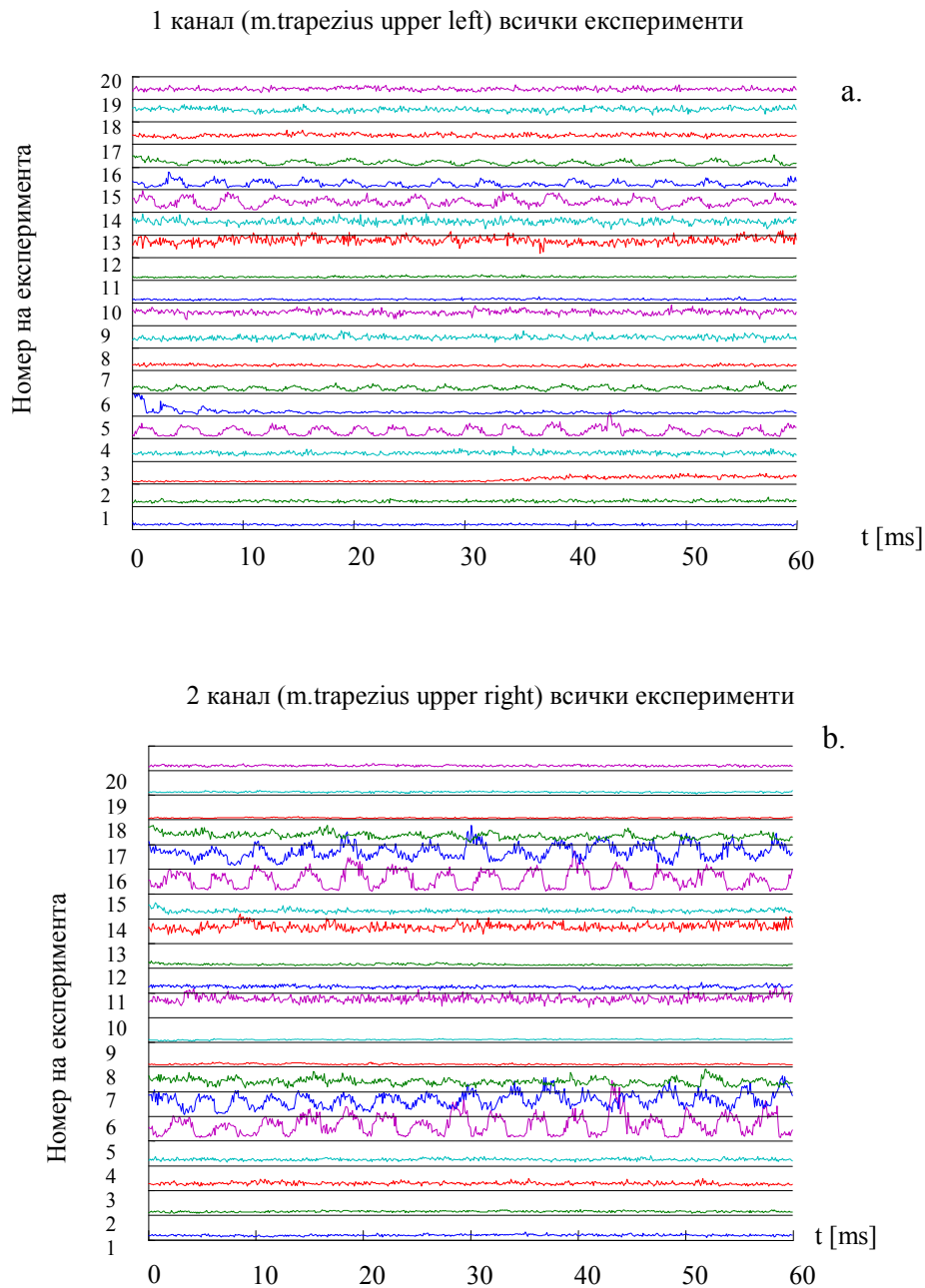
При сравнения на избраните 5 опита при различни наклони (напред, наляво, надясно), могат да бъдат направени следните заключения. По време на десеностраннен наклон мускулите TRA-LR и ERS-LR не показват добра ритмична активност, по време на наклон наляво мускулите TRA-UL и TRA-LL не участват достатъчно видимо

(Фиг.2.10). При наклон напред мускулите TRA-UL, TRA-UR, TRA-LL и TRA-LR действат синхронно, със съвпадащи пикове. Същото се отнася за мускулите LATD-L, LATD-R, ERS-LL и ERS-LR и техните съвпадащи пикове, които са изместени във времето в сравнение с предходната група. Ползването на уреда рефлектира върху създаването на по-ритмично и отчетливо двигателно изпълнение на наклоните.

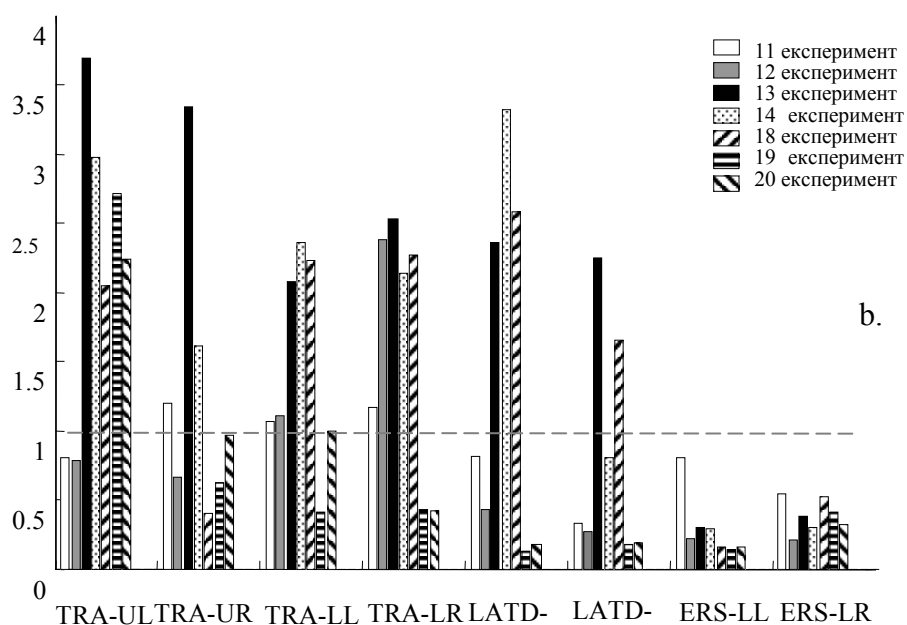
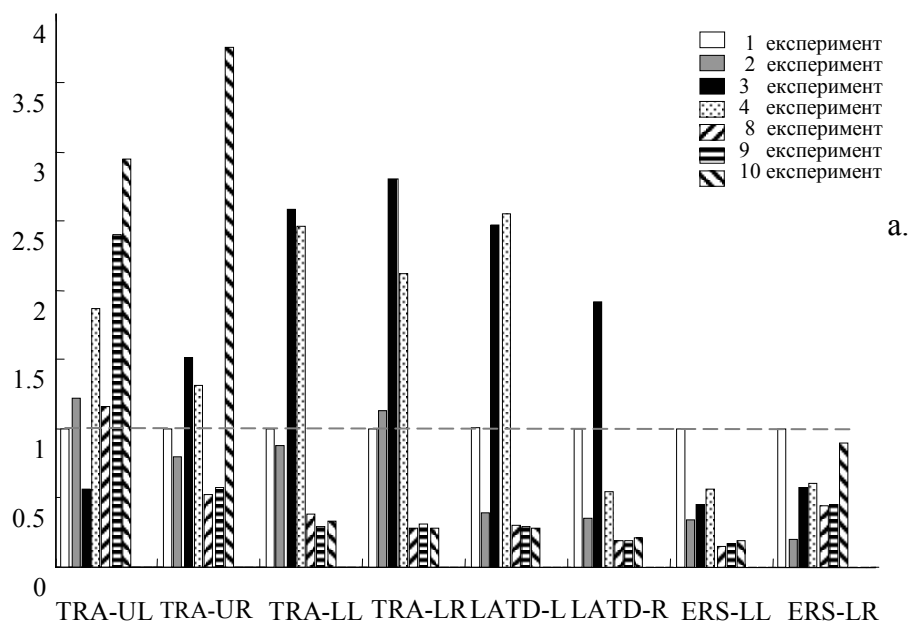
За да се изследва наличието на асиметрия в активността на левите и десни части на мускулите се сравнява активността на лявата и дясната част на съответния мускул по време на всички експерименти - Фиг.2.10. Вижда се, че TRA-UR е по-активен по време на експериментите 5 и 6, 15 и 16. При експеримент 7 и 17 активността му обаче не е толкова ритмична и отчетлива като тази на TRA-UL. За тези два мускула не се наблюдава никаква съществена асиметрия. При експеримент 5 и 15 мускулът TRA-LL е по-активен от мускула TRA-LR, обратното се наблюдава при експерименти 6, 7, 16 и 17. При динамичните експерименти 5, 7, 15 и 17 лявата част на мускул *latissimus dorsi* е по активна от дясната част. Лявата част на мускул *erector spinae* е по активна при експерименти 6, 15 и 16.

Визуалният преглед и анализ на обработените ЕМГ данни е субективно и дава по-прегледни сведения за дейността на мускулите при динамичните експерименти. Ето защо са потърсени и предложени и други начини за количествена оценка. За статичните задачи сумите от дейността на всеки отделен мускул по време на избрания времеви интервал, разделени на съответния коефициент на нормализация са показани на Фиг.2.11. Като се сравни Фиг. 2.11a с Фиг. 2.11b, ефектът от използването на уреда е очевиден. При сравнение на канал 1 с канал 2, 3 и 4 и т.н., се наблюдава асиметрия между лявата и дясната част на съответния мускул. Данните от първия експеримент са взети като единица мярка (Фиг.2.11a сивата хоризонтална линия), а всички други данни са мащабирани спрямо него. По този начин се вижда например, че дейността на *m.trapezius* горна лява и дясна част се увеличава по време на 13 и 14 експеримент. Мускулите TRA-LL, TRA-LR, LATD-L и LATD-R показват повече активност по време на използване на устройството в 18 експеримент (опора на 2 ръце), мускулите ERS-LL и ERS-LR са със сравнително по-малка активност, когато субектът използва устройството. Асиметрията в мускул *latissimus dorsi* се вижда в 4 и 14 експеримент, където се изисква коригиране на стойката - Фиг. 2.11. По подобен начин са представени данните за динамичните задачи на Фиг.2.12. Разликата тук е, че сумарната активност на всеки канал се разделя на време-продължителността на избраните 5 последователни наклона, като продължителността е различна за експерименти 5, 6, 7, 15, 16 и 17. Вижда се, че дясната горна част *m. trapezius* е винаги по активна при извършване на

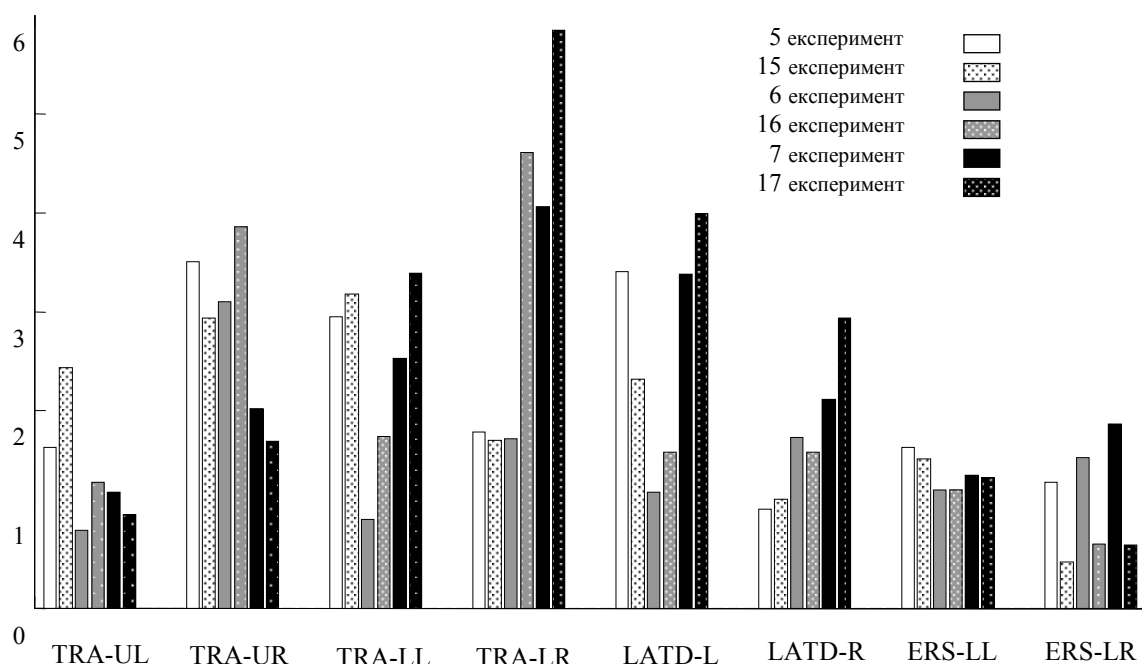
движенията. По време на наклон напред лявата долна част на *m. trapezius*, мускулите *latissimus dorsi* и *erector spinae* са по активни. Не се вижда ясно въздействие на уреда върху извършването на движението.



Фигура 2.10. Сравнение на активността на лявата част (а) и дясната част (б) на мускул upper trapezius по време на всичките 20 експеримента. ЕМГ сигналите са филтрирани, усреднени и нормализирани.



Фигура 2.11. Усреднена активност на всички мускули по време на статичните задачи: (а) без устройството (експерименти 1, 2, 3, 4, 8, 9, 10) и (б) с устройство (експерименти 11, 12, 13, 14, 18, 19, 20). Сивата пунктирна линия маркира средната активност на мускулите по време на първия експеримент, която е приета като условна единица при по-нататъшното нормализиране.



Фигура 2.12. Средна активност на всичките мускули за 5-те избрани последователни наклона надясно (експерименти 5 и 15), наляво (експерименти 6 и 16) и напред (експерименти 7 и 17).

Обобщен анализ на резултатите от експерименталните изследвания

Въз основа на този анализ могат да се направят следните изводи:

- Устройството за корекция на стойката обективно повлиява върху мускулната активност на *m. erector spinae* и паравертебралната мускулатура.
- Устройството за корекция на стойката създава условия за нормализирането на мускулния баланс. Този факт е в корелация с електромиографските и тонометрични изследвания на Головинская (1950), в които авторката установява, че при спокойна правилна поза от седеж гръбната мускулатура показва биоелектрична активност със симетричен характер, т. е. в поддържането на трупа еднакво участват мускулите от двете му половини.
- Приложението на устройството за корекция на стойката при експеримент 18, създава по-добри условия за формиране на мускулен баланс в сравнение с експеримент 8, осъществяващ се без устройството. Предвид тези обстоятелства, следва позата “опора на двете ръце - облакътяване” да бъде препоръчвана при създаване на методики, целящи създаване на навик за правилно телодържане от положение седеж, дори и без употребата на коригиращото техническо устройство, но при условие че се следи за правилното положение на гръбначния стълб по надлъжната му ос.

➤ Устройството за корекция на стойката позволява да бъде използвано при деца с лека степен на интелектуална недостатъчност, нарушения на слуха и зрението като профилактична и лечебна мярка.

➤ Изследването на *m. erector spinae* при сколиотични деформации локализирани в лумбалния дял на гръбначния стълб, могат да покажат по-обективни резултати в сравнение с изследванията на сколиотичните деформации в торакалния дял.

➤ Възможността от обективно изследване на *m. erector spinae* в лумбалния дял на гръбначния стълб при функционални сколиози, позволява да бъдат разработвани нови фийдбек устройства, методики за неинвазивна диагностика, профилактика и лечение на гръбначните изкривявания.

Дискусия, изводи и перспективи

Създадените два прототипа (със звуков и вибрационен сигнал) на устройство за коригиране на стойката могат да бъдат използвани успешно при подрастващи, преди да са настъпили увреждания на гръбначния стълб. С негова помощ, подрастващите се обучават неинвазивно (на базата на обратна връзка – “feedback”) в правилно телодържане, водещо до формиране на правилен и траен двигателен навик за поддържане на правилна поза.

Основната цел на устройството е превенция от гръбначни изкривявания, посредством корекция на стойката при неправилно телодържане. В съчетание с основните методи за лечение и профилактика на гръбначните изкривявания (кинезитерапия и пр.), устройството може да се използва като допълнително помощно средство при функционални гръбначни изкривявания като функционални кифози и сколиози, тъй като активно (със съзнателно волево участие на човека) тренира отслабената мускулатура и съдейства за подобряването на мускулния баланс на паравертебралната мускулатура.

Основният проблем при техническата реализация на прототипния вариант на устройството за корекция на стойката, бе използването на подходящи сравнително евтини сензори, не съдържащи вредни метали като живак и др. Техническо неудобство, което беше забелязано от лицата използващи устройството е ръчната настройка на наклона на датчиците, определящи ъгъла на включване на вибрационната или звукова сигнализация. Този проблем би могъл да се разреши посредством използването на друг тип датчици или чрез подходящо схематично решение на управляващата част.

Подопитните лица, които използваха устройството дадоха добри отзиви. След едноседмично използване (по няколко часа на ден) лицата споделят, че даже и да са

свалили устройството, при наклоняване на тялото имат усещането, че устройството всеки момент ще им сигнализира и ще ги накара да коригират стойката си.

С оглед повишаване ефективността на устройството в борбата с гръбначните изкривявания, особено при сколиотичните деформации (предвид усложненията вследствие торзията на гръбначния стълб), в новата му електронна версия, ще бъдат включени сензори за движение, микропроцесорна система, безжична връзка, подходяща програма - софтуер (software), сигнализиращ елемент (вибрационен, звуков, речеви, светлинен) и др.

Сензорите за движение ще позволят да бъдат контролирани не само наклоните на тялото във фронталната и сагитална равнина, но и в трансверзалната такава, което ще допринесе за проследяването на относителната торзия (ротация) на гръбначния стълб спрямо тазовия пояс и пр.

Основните функции на програмата към устройството ще позволяват да се задава времето за използване му, отчитане броя и положенията на неправилните стойки в една, и/или повече равнини едновременно, измерване и отчитане във времето на ъгловите отклонения спрямо предварително зададените параметри.

Проведеното електромиографско изследване на 11 доброволци показва, че повърхностната електромиография е използваем количествен метод за оценка на състоянието на мускулатурата на гърба. На негова база може да се твърди, че устройството не повлиява механически натоварването на гръбначния стълб, а неговото влияние е по-скоро психическо. Когато се изпълнява наклон напред, действието на мускулите е много по-синхронно, когато се извършва след сигнализация от устройството. Потвърдени са известните в литературата проблеми с обработката и интерпретирането на ЕМГ сигналите. Освен техническите проблеми (контактът на електродите, мястото на поставянето им) има и проблеми свързани с интерференцията на ЕМГ сигналите с ЕКГ сигналите. Ако някои изследвани лица имат неравномерен пулс или други сърдечни проблеми това може да се отрази на достоверността на обработените сигнали. Друг проблем е нормализацията. Често използваното нормализиране в биомеханиката относно максималната изометрична сила на мускула тук е неприложимо, тъй като не е ясно при какво положение различните мускули на гърба развиват максимална сила. Особено това се отнася за лица с по-напреднала фаза на сколиоза, при които и симетричното, спрямо вертикалата, поставяне на електродите може да внесе грешка при интерпретирането на сигнала, тъй като мускулите от към вдлъбнатата страна на гръбната извивка би трябвало да са с по-малка мускулна маса и сила и с променено разположение на мускулното коремче и ориентация на мускулните

влакна. Трябва да се отбележи, че в настоящия дисертационен труд не се прави опит да се свърже количествено ЕМГ сигнала с някаква мускулна сила. Затова изборът на референтна стойка, спрямо която да се оценява дали съответния мускул е по-малко или повече активен е подходящо.

Опитът да се свърже референтната стойка с диагностицирана деформация и нейния вид не показва достатъчна достоверност. По-горе бяха коментирани причините за намерените различия между прогнозната крива на базата на обработените ЕМГ сигнали и кривата базираща се на медицински диагностициран проблем. За да се доусъвършенства тази методология е необходимо да се изследват статистически достоверни групи от здрави лица в подходяща възрастова група, от лица със сходни проблеми на гръбначния стълб (например само с начална левостранна сколиоза в лумбалния дял) във същата възрастова група. Това, обаче е много трудно, поради не достатъчния скрининг сред подрастващите, омаловажаване на проблема от страна на родителите, педагозите и не на последно място липса на финансови средства.

НАУЧНИ И НАУЧНО-ПРИЛОЖНИ ПРИНОСИ

Основните резултати, научни и научно-приложни приноси могат да бъдат обобщени по следния начин:

Научно-приложни приноси

1) Разработени са и са изпитани върху група подрастващи прототипи на устройство с обратна връзка за превенция на гръбначни изкривявания в две модификации - със звуков и с вибрационен алармиращ сигнал. Устройството е лесно за употреба неинвазивно средство, което може да се използва самостоятелно или съвместно с други рехабилитационни програми за обучение на подрастващите в поддържане на правилна стойка и създаване на динамичен стереотип за правилно телодържане.

2) Предложена е експериментална процедура подкрепена със специализирано програмно осигуряване за обработката, оценка и визуализация на ЕМГ сигнали на мускули на гърба, които са подходящи за проследяване на ефекта от употребата на устройството.

Научни приноси

3) С предложената методика е установено, че:

а. при статичните задачи няма съществено различие между активността на мускулите когато подопитното лице е без или с устройството, ефектът е предимно психологически;

б. при динамичните задачи - наклон напред, наляво и надясно, синхронността между мускулите се засилва, когато движението се изпълнява с устройството, като липсата на такава синхронност при наклон напред, може да служи като индикатор за проблеми в симетричната активация на някои мускули.

Списък на научните публикации
на редовен докторант Кристиян Тахтаков свързани с дисертационния му
труд

1. Raikova R., Tahtakov K., Raykov P. (2008) A technical device for prevention from spinal column disorders. *Tenth National Conference on Biomedical Physics and Engineering*, 16-18 October, 2008, Sofia, Bulgaria (6 pages on CD).
2. Tahtakov Ch. (2009) The effect of applying biofeedback device in cases of kyphotic postural disorder. *Comptes rendus de l'Academie bulgare des Sciences*, Vol. 62, No. 10, 1339-1352. **IF 0.152**.
3. Raikova R., Tahtakov K., Aladjov H., Chakarov V. (2010) Biofeedback technical device for prevention of spinal curvatures and experiments for estimation of its applicability using EMG signals. *TWENTIETH INTERNATIONAL CONFERENCE "ROBOTICS & MECHATRONICS"*, Analysis, Modelling, Design and Application in Industry of ROBOTIC and MECHATRONIC Systems, 06 – 09 October 2010, Varna, Bulgaria (6 pages on CD).
4. Raikova R., Tahtakov K., Chakarov V. (2011) Technical device for prevention of spinal column disorders. Pilot EMG study for estimation of back muscle activity. *BIOAUTOMATION*, 15(2), 115-130.

Патенти за изобретения:

1. Тахтаков Кр. Устройство за измерване и контрол позицията на опорно-двигателния апарат. Патент за изобретение BG № 65378 B1 от 02.06.2008 г.
2. Тахтаков Кр. Устройство за измерване и контрол позицията на опорно-двигателния апарат. Патент за изобретение BG № 65382 B1 от 02.06.2008 г.

Резултатите от дисертационния труд са докладвани на:

Tenth National Conference on Biomedical Physics and Engineering, 16-18 October, 2008, Sofia, Bulgaria.

Twentieth International Conference "ROBOTICS & MECHATRONICS", Analysis, Modelling, Design and Application in Industry of ROBOTIC and MECHATRONIC Systems, 06 – 09 October 2010, Varna, Bulgaria.

III вътрешен семинар по договор BG051PO001 – 3.3.04/42. Изнесен доклад на тема “Демонстрация на фийдбек устройство за превенция на сколиотичните деформации” на 28.04.2011 г.

A device for prevention of spinal deformations and experimental evaluation of its applicability /summary/

K. I. Tahtakov

Many authors state that the cause of spinal column deformities in adolescents is idiopathic. Some of the possible ones reported are genetic predisposition, central nervous system injuries, and growth pattern asymmetries. It appears that most likely adolescent idiopathic scoliosis is a result of multiple factors including genetic and environmental influences. Independently of the nature of the origin of initial abnormal spine curvature it causes nonsymmetrical loading of vertebrae (postural imbalance) and nonsymmetrical muscle activities. Some of the spine muscles are shortened, with greater tension; some of them are elongated with decreased force capabilities. This imbalance influences reaction forces in-between the vertebrae and further damages their anatomical structure. This closed vicious circle could be broken by a proper natural or artificial stimulation of the weak muscles. Alternatives are prevention before the occurrence of irreversible changes and non-compulsory self-training of the appropriate muscles.

Presently it is the common opinion that the physical activity of children and adolescents is insufficient. The prevalence of overweight and obesity among them is increasing; they spend much time at the computers or watching TV in a very bad position. Alongside with other prevention measures like sport activities, swimming, appropriate school and home environment, etc., it is very advisable to teach children to maintain right posture as long as possible. Creating dynamic stereotype, by means of a feedback device, will ensure unostentatious training of the necessary muscles and their symmetrical loading.

The aims of the present thesis are: to develop a simple feedback device for prevention of spinal column disorders (scoliosis); to elaborate a protocol based on analysis of EMG activity of spine muscles for verification of the effect of the device; to test different techniques for EMGs processing and graphical presentation for estimation of working capabilities of the spine muscles, which can be suitable for diagnostic purposes and for evaluation of the effect of device using.

Two types of prototypes of the device were created - with sound and with vibration signals. The aim of the device was to create dynamic stereotype for maintenance of a correct body posture. It signalizes when the spine is over inclined forward or sideward by using three roll-ball tilt sensors. It is with small sizes and weight, inexpensive and simple to use. The sensors switch on when some of the angles of inclination forward or sideways is bigger than a preliminary set one. These angles can be individually adjusted by fine tuning of the slope of

the sensors. A time delay of 10 s for start of signaling is provided so that normal usual movements to be performed without disturbance. The device is fixed on the back by elastic belts with adjustable lengths.

Experiments with 3 healthy teenager volunteers and 8 adolescents with different degree of scoliosis were performed. EMG signals from 8 spine muscles during different static (posture) and dynamic (bending forward and sideways) motor tasks were recorded by means of Telemyo 2400T G2 8-channel electromyography and kinematics measuring telemetric system (Noraxon USA, Inc.) and stored on CD. The data were processed (by using filtration, rectification, averaging and normalization) and are visualized in a way suitable for nonprofessionals. The main conclusions are: there is no essential difference between muscle activities in statics when the subject is with or without the device, the effect is mainly psychological; the bending with the device is performed with more synchrony between the muscles and a lack of their synchronous actions during forward bending can be a sign for a spine problem.