

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

---

**Експериментално изследване на двигателния  
дефицит на горен крайник при пациенти  
преживели инсулт**

Силвия Колева Ангелова

**АВТОРЕФЕРАТ**

на дисертационен труд за присъждане на образователна и научна степен  
“доктор”

НАУЧНА СПЕЦИАЛНОСТ: Приложение на принципите и методите на  
кибернетиката в различни области на науката (рехабилитация и  
кинезитерапия)

Професионално направление 4.3. Биологически науки

Научни ръководители: проф. д-н Росица Райкова

доц. д-р Вихрен Чакъров

СОФИЯ, 2018 г.

Защитата на дисертационния труд ще се състои на ..... от ..... ч. в заседателната зала на Института по биофизика и биомедицинско инженерство – БАН, ул. Акад. Г. Бончев, бл. 105.

Дисертационният труд е обсъден на разширен научен семинар на секция “Управление на двигателната дейност” към ИБФБМИ на 18.12.2018 г.

Дисертационният труд се състои от 167 страници, 57 фигури, 18 таблици и съдържа увод, цели и задачи, три глави, дискусия, заключение, приноси, списък с използвана литература (която се състои от 132 литературни източника, 16 интернет адреси), списък с публикации и участия в научни форуми и приложения.

Материалите по защитата са на разположение на интересуващите в канцеларията на ИБФБМИ, бл. 105, стая 101.

Автор: Силвия Колева Ангелова

Заглавие: Експериментално изследване на двигателния дефицит на горен крайник при пациенти преживели инсулт

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

---

**Експериментално изследване на двигателния  
дефицит на горен крайник при пациенти  
преживели инсулт**

Силвия Колева Ангелова

**АВТОРЕФЕРАТ**

на дисертационен труд за присъждане на образователна и научна степен  
“доктор”

НАУЧНА СПЕЦИАЛНОСТ: Приложение на принципите и методите на  
кибернетиката в различни области на науката (рехабилитация и  
кинезитерапия)

Професионално направление 4.3. Биологически науки

Научни ръководители: проф. д-н Росица Райкова

доц. д-р Вихрен Чакъров

Официални рецензенти:

Чл.-кор. проф. Андон Косев

Проф. д-р Васил Колев

СОФИЯ, 2018 г.

## Съдържание на дисертационния труд

	стр.
Използвани съкращения.....	4
Увод.....	6
<b>ГЛАВА ПЪРВА. Съвременно състояние на проблемите свързани с изследването и рехабилитацията на пораженията на двигателната система след преживян инсулт.....</b>	<b>7</b>
<b>1.1. Актуалност на тематиката, видове инсулти, причини, последици, профилактика, рехабилитационни практики</b>	
1.1.1. Статистика.....	8
1.1.2. Видове инсулт.....	8
1.1.3. Патологоанатомия.....	12
1.1.4. Патоморфология.....	13
1.1.5. Клинична картина.....	14
1.1.6. Обективни диагностични методи.....	17
1.1.7. Промени след инсулт на ниво двигателни единици.....	19
1.1.8. Рехабилитация.....	22
<b>1.2. Тестове и количествени методи за оценка на пораженията в двигателната дейност при инсултно болни пациенти.....</b>	<b>27</b>
<b>1.3. Използване на електромиографски (ЕМГ) сигнали за оценка на двигателния дефицит в крайниците при пациенти преживели инсулт.....</b>	<b>30</b>
1.3.1. Фактори, които влияят върху ЕМГ сигнала.....	31
1.3.2. Подходи за изследване на промените в движението на горните крайници при пациенти преживели различни видове мозъчен инсулт.....	34
<b>ЦЕЛ И ЗАДАЧИ НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД.....</b>	<b>43</b>
<b>ГЛАВА ВТОРА. Експериментална постановка за изследване на различни двигателни задачи изпълнявани от здрави доброволци и пациенти преживяли инсулт и начини на обработка на експерименталните данни.....</b>	<b>44</b>
<b>2.1. Експериментална постановка, при която се записват ЕМГ сигнали от 7 мускула на горния крайник.....</b>	<b>45</b>
2.1.1. Експериментална постановка.....	45
2.1.2. Мускули, чиито ЕМГ сигнали се записват.....	47
2.1.3. Двигателни задачи.....	50
<b>2.2. Експериментална постановка, при която се записват ЕМГ сигнали от 6 мускула на горния крайник и два ъгъла в раменната става.....</b>	<b>53</b>
<b>2.3. Обработката на експерименталните данни с програми написани в среда на MATLAB.....</b>	<b>55</b>
<b>ГЛАВА ТРЕТА. Резултати от обработката на експерименталните данни.....</b>	<b>73</b>
3.1. Обобщени данни за пациентите.....	74
3.2. Обобщени резултати от визуалното наблюдение.....	80
3.3. Илюстрации на резултатите от обработката на експерименталните данни за различни двигателни задачи.....	82
3.4. Обобщени данни от проведените експерименти.....	107
3.5. Изследване на динамични задачи – флексия в сагитална равнина и флексия в сагитална равнина с тежест – чрез изчисляване на параметри на мощностно/честотната функция.....	116
Дискусия.....	133

<b>Заклучение</b> .....	142
<b>Изводи</b> .....	147
<b>Научно-приложни приноси</b> .....	148
<b>Списък на научните трудове във връзка с дисертационния труд</b> .....	149
<b>Използвана литература</b> .....	150
<b>Интернет източници</b> .....	161
<b>Приложения</b> .....	162

### **Използвани съкращения**

**ДЕ** – двигателни единици

**ЕМГ** – електромиографски

**ИП** – изходна позиция

**МИ** – мозъчен инсулт

**Ball** – поставяне на топка

**BIC** – m.biceps brachii

**BRD** – m.brachioradialis

**DELacr** – m.deltoideus pars acromialis

**DELspi** – m.deltoideus pars spinata

**DIN** – максимална изометрична контракция с динамометър

**Fatigue** – тест за умора

**FFT** – (Fast Fourier transformation) - честотен анализ

**FHP** – флексия в лакътната става в хоризонталната равнина

**FHPLoad** – флексия в лакътната става в хоризонталната равнина с допълнителна тежест

**FSP** – флексия в лакътната става в сагиталната равнина

**FSPLoad** – флексия в лакътната става в сагиталната равнина с допълнителна тежест.

**Hz** – единица за измерване на честота. Един херц (1 Hz) съответства на едно трептене за секунда

**LH** – лява ръка

**MIC** – максимална изометрична контракция срещу съпротивление

**Nose** – докосване на носа с показалец

**REST** – референтна позиция

**RH** – дясна ръка

**SENIAM** – Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles – повърхностна електромиографска неинвазивна оценка на мускулите

**TRI** – m.triceps brachii

**DELcla** – m.deltoideus pars clavicularis

**TRIlat** – m. triceps brachii caput laterale

**TRIlong** – m.triceps brachii caput longum

## Увод

Мозъчният инсулт (МИ) (исхимичен или хеморагичен) поражява централната нервна система, което води до тежки последствия за пациентите. В зависимост от големината, локализацията и вида на мозъчните увреди, преживелите мозъчен инсулт могат да имат проблеми с паметта, говора, походката, движението на крайниците и т.н. След първоначалните спешни лечебни мероприятия, терапията целяща да възстанови нормалното функциониране на засегнатите долни и горни крайници е продължителна. Горният човешки крайник е с много степени на свобода, голяма област на достижимост, извършва както манипулативни действия с или без предмет, така и фини действия, като писане. Възстановяването на пълния обем от движения, особено на финия контрол на пръстите е продължителен процес, нуждаещ се от адекватна индивидуална физиотерапия.

Последиците от инсулта се свързват с нарушение на структурата на мускулите (броя и вида на двигателните единици), с нарушаване на управлението от централната нервна система, на планирането на един двигателен акт и на предаването на активиращите сигнали към мускулите, с нарушаване на мускулните синергии и координацията на движенията в различните стави. За да се изучат тези промени е подходящо движенията на горните крайници на пациентите да се изследват с адекватна експериментална постановка. Начинът на промяна на ъглите в ставите дава представа за размаха в ставите, за синхронизирането на движенията в тях, за плавността и координацията на движенията. Повърхностните електромиографски сигнали дават представа за активността на мускулите по време на извършването на определена двигателна задача. Едновременната регистрация на ъгли в ставите и на повърхностни електромиографски (ЕМГ) сигнали от мускули на горния крайник могат да дадат една по-пълна представа за степента и вида на мозъчната увреда и да помогнат при по-нататъшна индивидуална рехабилитация. Експерименталната постановка обаче трябва да се планира много внимателно предвид двигателния дефицит и лесната уморяемост на болните, а резултатите от експерименталните данни да се интерпретират, имайки предвид доказаните различия в структурата на мускулите и начина на управлението им в доминантната и недоминантната ръка при здрави хора.

## ГЛАВА ПЪРВА. Съвременно състояние на проблемите свързани с изследването и рехабилитацията на пораженията на двигателната система след преживян инсулт

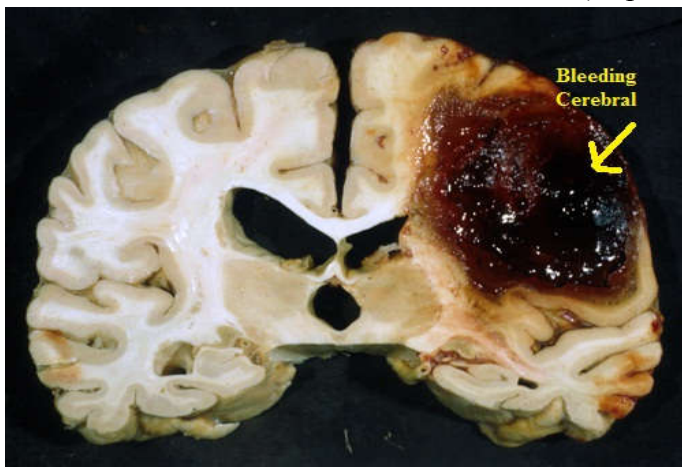
### Статистика

Мозъчно-съдовите заболявания се характеризират с висока заболяемост и смъртност и са едни от най-честите причини за тежка инвалидност. Около 15% до 30% от преживялите инсулт остават трайно инвалидизирани.

В световен мащаб МИ е една от най-разпространените болести, които имат летален изход. Данни на Световната здравна организация сочат годишна заболеваемост от МИ на 15 млн. души, от които умират 5 млн., а други 5 млн. остават трайно инвалидизирани. В България от МИ умира всеки пети-шести мъж и всяка четвърта-пета жена. Според данни на Националния център за обществено здраве и анализи, в България за първото шестмесечие на 2018 г. са регистрирани общо 29344 случая на инсулт. От тях 14100 са мъже и 15244 жени. Най-много са случаите при хора над 55 години – 27054. В предходната възрастовата група на 35-55 годишните броят на случаите е 2173, а при най-младите на възраст под 35 години – 117. [http://ncphp.government.bg/index.php?option=com\\_content&view=article&id=194:%D0%B8%D0%BD%D1%81%D1%83%D0%BB%D1%82&catid=96&Itemid=640&lang=bg](http://ncphp.government.bg/index.php?option=com_content&view=article&id=194:%D0%B8%D0%BD%D1%81%D1%83%D0%BB%D1%82&catid=96&Itemid=640&lang=bg)

### Видове инсулт

Инсултът представлява остро нарушение на мозъчното кръвообращение, което настъпва внезапно или пристъпно. Хеморагичният инсулт (Фиг. 1.2<sup>1</sup>) се свързва с кръвоизлив в мозъчното, вентрикуларното или в субарахноидалното (между паяжиновидната и меката мозъчна обвивка) пространство и протича с общомозъчна или



**Фигура 1.2.** Напречен срез на мозък с обширна паренхимна хеморагична зона, формирана повърхностно при пациент с церебрална амилоидна ангиопатия.

огнищна неврологична симптоматика. Най-честата причина за кръвоизлива е разкъсване на аневризма или увредена мозъчна стена, рязко покачване на общото или локално налягане, при физическо усилие, психоемоционално напрежение, леки травми.

Мозъчната исхемия (Фиг. 1.3) – исхемичен инсулт – може да настъпи остро, когато се понижи регионалният кръвен ток на базата на оклузия (запушване) на кръвоносен съд или да се развие за продължителен период от време поради сърдечен арест или други нарушения на общата хемодинамика

с хипоперфузия на целия мозък (<http://parabaleum.com/neuro/spisanie-banmh/sp-vol3-2007-1.pdf>). Причини за това могат да бъдат стеснение или пълно запушване на лумена на съд поради атеросклеротично изменение; артериална хипертония; повишена съсирваемост на кръвта; възпаления на кръвоносните съдове (вазкулити, темпорален артериит).

### Патологоанатомия

Макроскопски двата инсульта са лесно различими – единият е бял на цвят и образува безцветни или леко сивкави кисти, а другият е кафявочервеникав с кафяви кисти.

<sup>1</sup> Номерата на фигурите и таблиците са съгласно дисертационния труд

**Клинична картина** Неврологичната симптоматика зависи от засегнатата регионална артерия. Обикновено се установява частична или пълна загуба на двигателната активност (парези или парализи), нарушена сетивност, нарушено зрение, епилептични припадъци.

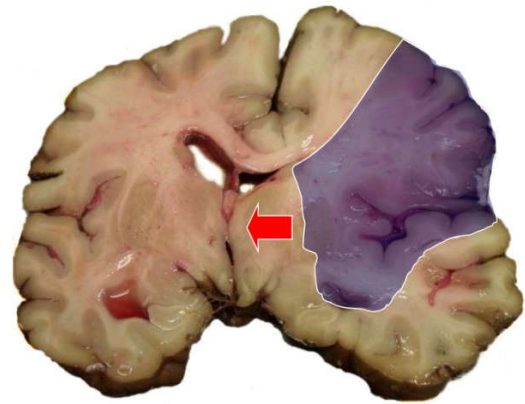
На база на увреда на централните двигателни неврони се развиват двигателни нарушения със специфични белези на централно-нервна увреда (спастично повишен мускулен тонус, болестно оживени сухожилни рефлексии, патологични рефлексии, изчезване на коремните рефлексии, първоначална липса на мускулна атрофия).

Веднага след увреждането на пирамидалния път настъпва мускулна хипотония, която постепенно се заменя от спастично повишен мускулен тонус (ангажира флексорите на горен крайник и екстензорите на долен). Спастиката се развива, защото пирамидалният път вече не е в състояние да потиска периферната тонична рефлексна дъга. Ada et al. (2006)<sup>2</sup> в свое продължително изследване на лакътните флексори при пациенти с инсулт установяват, че основните фактори за развитие на контрактури са на първо място спастичността през първите 3-4 месеца след инсулта и след това слабостта на мускулите. Въпреки това, основният и единствен независим фактор за ограничаване на физическата активност през целия едногодишен период на изследването е наличието на обща мускулна слабост.

Пирамиден белег е и появата на патологични рефлексии. Това са необичайни двигателни отговори за един здрав индивид. Смята се, че са архаични рефлексни реакции, които в норма са потиснати от по-висши системи, каквато е пирамидалната, която осигурява провеждането на импулсите за волевите движения. Патологичните рефлексии с най-голямо значение са екстензорно-тоничните от групата на Бабински и флексорно-клоничните рефлексии от групата на Росолимо (Сайко и Сайко, 2011).

Появяват се патологични синкинезии (едновременни движения): синдром на Реймист (Sono, 2004; Raimiste, 1909) – активната аддукция и абдукция на здравия долен крайник срещу съпротивление предизвиква имитиращо движение и на парализирания; феномен на Щрумפל (Alonso, 1990) – активната флексия на паретичния крайник срещу съпротивление кара стъпалото да направи неволна дорзифлексия.

Установяват се нарушения в координацията (дисметрия – нарушена координация, тремор в покой, атаксия). В своята разработка Welmer et al. (2006) съобщават, че от 64 пациента в средно и тежко състояние до 3 месеца след прекаран инсулт само при 8 се откриват синергии в крайниците, които винаги са съпроводени със спастичитет и намалена двигателна активност. От друга страна Prange et al. (2010), при изследване на инсултни болни с леки и средни увреди и на контроли, не откриват такива патологични изменения в ставните движения на рамо и лакът по време на изпълнението на задачи, при които се достига определена цел. Cheung et al. (2009) изказват предположението, че синергиите, които се наблюдават при пациенти със средни и тежки инсулти са винаги едни и същи и са фиксирани в спиналната и главно-мозъчната невронна мрежа.



**Фигура 1.3.** Напречен срез на мозък с исхемична зона (означена с лилав фон) и изместване на срединната линия (стрелката), възникнали поради спиране кръвотока в средната мозъчна артерия.

<sup>2</sup> списъкът с цитираните литературни източници е съгласно дисертационния труд



Намалява се трансферът на сензоромоторна информация между кората на главния мозък и гръбначния мозък. При изследване на 16 пациента прекарвали инсулт, които изпълняват задача за координация между флексори и екстензори в лакътна става, която говори за адекватност на реакцията, скорост и време на движението, Canning et al. (2000) установяват дисбаланс в ко-контракцията между *m. biceps brachii* (**БIC**) и *m. triceps brachii* (**ТРИ**), както и намален капацитет на използването им при пациентите в сравнение с контролната група. Нещо повече, Colebatch et al. (1986) в своето изследване откриват, че флексорите на лакътя са по-слаби от екстензорите му. Според Triandafilou and Kamper (2012) намалената мускулна сила се дължи на други компоненти, като промяна в мускулната морфология и промени в структурата на фибрите, въпреки че се наблюдават средно 15% намаляване на напречното сечение и 11% намаление на плътността на мускулите на увредената ръка.

### **Промени след инсулт на ниво двигателни единици**

След мозъчно-съдов инцидент, като инсулт, последователността на включване на мускулните двигателни единици (ДЕ) се променя поради прекъсване на низходящите мозъчни пътища, а също и поради структурни изменения в мускула (Mazevet et al., 2003). Мозъчното увреждане вследствие на инсулт се изразява в кортикоспинални и супраспинални прекъсвания на мозъчните пътища и евентуално води до синаптична дегенерация на сегментно ниво. Тази загуба на невронни сигнали на сегментно ниво причинява загуба на двигателни неврони и промени на механизма на силовия контрол. Той може да се прояви в промяната в реда, степента или начина на включване на ДЕ (Beaumont and Gardiner, 2002). Мускулното увреждане след инсулт може да бъде причинено от няколко неща, включително загуба на ДЕ поради така наречената дегенерация на Wallerian (получава се до 24–36 часа след като се наруши целостта на нервните влакна – аксонът е отделен от тялото на неврона, мембраната на аксона се прекъсва, миелиновата обвивка дегенерира и на това място настъпва инфилтриране с макрофаги) (McComas et al., 1971). В резултат на тази дегенерация всички мускулни влакна, преди инервирани от аксона, сега не се инервират и затова по-малко ДЕ са на разположение за мускулна активация.

На свой ред тези необичайни промени оказват влияние върху тежестта на увреждане след инсулт. В общия случай при здрави хора, след като първата включила се ДЕ достигне честота 10 Hz, се включва втора единица, за да се повиши мускулната сила. След инсулт обаче втората единица или липсва или е увредена и за да се увеличи мускулната сила единственото, което може да се направи, е да се увеличи честотата на импулсация на активните вече ДЕ. Тези необичайни комбинации на участие на ДЕ водят до неефективни и нежелани модели, които се наблюдават след инсулт. Към всичко това може да се добави и променена възбудимост на мотоневроните. Променената възбудимост повлиява вероятността за активация на ДЕ и на свой ред позволява появата на нежелани или нетипични координационни модели (Morales et al., 1987).

Изводите от изследванията върху нарушенията на мускулния контрол при хемиплегии са трудни поради липсата на систематичност в проучванията. При проучванията за двигателно възстановяване на инсултно болните се разполага с ограничен брой изследвани субекти, огромна вариация в лезиите и разнообразни начини за получаване на експерименталните данни. Следователно въпросът дали загубата на мускулен контрол е поради нарушаване на супраспинално ниво, вътрешни промени в мото-невроните или промени в самите мускули, остава неизяснен. Литературните данни сочат, че принципите на активиране на ДЕ при хемиплегии са различни и процентът активирани ДЕ е с тенденция към относително понижаване освен в контралатералния и в ипсилатералния на лезията крайник (Rose and McGill, 1998). Трябва да се спомене

обзорната статия на Krakauer (2005), където авторът обяснява нелогичните наблюдения, че промени има, както в засегнатата ръка, така и в здравата ръка, свързвайки хемипарезата с мястото където е локализиран инсулта. Друг проблем е въпросът за доминантността, който се разглежда в статиите на Williams et al. (2002) и Adam et al. (1998). Например за *m. extensor carpi radialis brevis* е доказано, че има по-голям процент бавни ДЕ в доминантната ръка. За мускулите на гърба откъм недоминантната страна е доказано, че имат по-голям процент бавни ДЕ. Тези разлики се отразяват на уморяемостта на мускула – тъй като бавните ДЕ са неуморяеми – а също така се отразява и на всички параметри на честотния спектър. В статията на Williams et al. (2002) се изследват мускулите **BIC**, **BRD** и **TRI** на здрави хора на доминантна и не-доминантна ръка, като 8-те изследвани лица са десноръки. Извършва се изометрична флексия в лакътната става с протокол за умора. Що се отнася до параметрите свързани с умора има голяма разлика между двете ръце, но що се отнася до средната честота на ЕМГ сигнали авторите не намират голяма разлика, като се прави извода, че няма разлика в пропорцията на бързи и бавни ДЕ в доминантна и недоминантна ръка. Обратно на тези изводи в Adam et al. (1998) за *m. interosseous dorsalis I*, който извършва изометрична абдукция на показалеца, се правят следните изводи: за доминантната ръка средната стойност на включване, началната честота, средната честота на ЕМГ сигнала са по-малки в доминантната ръка в сравнение с недоминантната, а следователно мускулът има по-голям брой бавни ДЕ в ръката, която се използва преференциално.

В друга обзорна статия (Gray et al., 2012) се твърди, че след инсулт се наблюдават три основни промени в мускулите на засегнатата ръка – намаляване на мускулната маса, на дължината на мускулните сухожилия и на ъгъла, който мускулната сила сключва с надлъжната ос на костите. Смята се, че това са основните причини за намалената сила на мускулите на паретичния крайник. В статията на Triandafilou and Kamper (2012) се обръща специално внимание на физиологичното напречно сечение и дебелината на мускулите, които се измерват с ултразвуков метод. Установено е, че в паретичния крайник тези стойности за всички пациенти са по-малки, като разликите са по-големи от разликите в доминантна и не-доминантна ръка на здрави субекти.

При повечето изследвания на паретичния крайник се използват изометрични експериментални условия, като се отчита намалена сила на мускулите в засегнатия крайник, намалена мускулна маса и изместване на средната честота на мощностния спектър към по-ниски честоти (Tang and Rymer, 1981). Авторите изследват изометрична флексия в лакътната става, като промяната в спектъра обясняват с по-голяма умора на мускулите на засегнатата ръка. В статията на Bernardi et al. (1999), където се сравнява доминантна с недоминантна ръка на здрави доброволци при извършване на флексия в лакътната става (т.е. при движение, а не в статика) авторите твърдят, че в доминантната ръка има повече бавни неуморяеми двигателни единици, защото тази ръка извършва повече движения и трябва да е по-малко уморяема. Медианата на спектъра на ЕМГ сигнали в доминантната ръка се измества към по-ниски честоти, което говори за различен състав от двигателни единици, т.е. повече бавни ДЕ. Други автори (Hu et al., 2006a) използват иглени, а не повърхностни електроди, при статични задачи – максимална изометрична контракция – изследвайки спектъра на ЕМГ сигнала на *m. biceps brachii*, правят следните изводи: по време на волева максимална контракция се включват по-малко ДЕ и синхронността им е по-малка в паретичния мускул в сравнение със същия мускул на здравата ръка; увредата в едната хемисфера може да има билатерален ефект върху управлението на движенията. С използването на иглени електроди Suresh et al. (2011) изследват мускул *m. interosseous dorsalis I*, като чрез декомпозиция на ЕМГ сигнала изследват активността на отделните ДЕ. Изводът е, че в паретичния мускул средната честота на сигнала намалява.

Абнормалното едновременно движение в раменна и лакътна става е една от хипотезите, които често се разглеждат, когато се изследва промяната в движенията в засегнатия горен крайник (Ellis et al., 2007). Prange et al. (2010) не намират такова синергистично действие. Те изследват задачи за достижимост на 25 пациента чрез измерване на 3 ъгъла и ЕМГ сигнали на 8 повърхностно разположени мускули. Правят извода обаче, че при пациентите има по-висока активност в *m. biceps brachii* и *m. deltoideus pars clavicularis*. Ellis et al. (2007) пък твърдят, че има абнормално комбиниране на моментите в ставите и съпровождаща абнормална мускулна коактивация по отношение на раменна абдукция – лакътна флексия и раменна аддукция – лакътна екстензия. Пациентите с инсулт генерират по-голям флексионен (на сгъване) момент и по-малък екстензионен (на разгъване) момент, но това зависи от ъгъла на абдукция. Silva et al. (2014) сравняват съотношението между ЕМГ сигнали на двойки антагонисти, задвижващи рамото и лакътя на горния крайник по време на задачи за достигане на даден предмет. Според тях абнормалната коактивация на мускулите при ипсилатералната ръка се дължи на нарушения в постуралния (на позата) контрол, докато нарушенията при контралатералната са в резултат на двигателния контрол. В Cheung et al. (2009) се изследват 8 пациенти с исхемичен инсулт и 6 здрави контроли. Измерват се от 12 до 16 ЕМГ сигнала от мускули на горните крайници. Изследват се синергиите със специален математически подход, като двигателните задачи включват едновременни движения в лакътната и раменната става. Изводите са, че при повечето пациенти мускулните синергии са сходни за увредена и здрава ръка. Обратно – в Lum et al. (2003) и Dewald et al. (1995) се твърди, че има значителни абнормалности при пациентите, като тук се изследва само максимална волева контракция. Според авторите при всички пациенти има по-малка мощност в мускулите на паретичния крайник, увеличена ко-контракция, комбинирането на моментите е в следната последователност – лакътна флексия, външна ротация, абдукция и флексия в раменната става, като последните два момента нарастват. Dewald et al. (2001) също изследват нарушената координация в увредената ръка. Според тях в здрав крайник съществуват добре изразени и тренирани патерни при ежедневните движения, като те са нарушени в резултат на инсулта. Например в здравата ръка при максимална раменна абдукция едновременно се генерира флексионен момент в лакътна и раменна стави докато при увредената ръка при раменна абдукция има едновременна външна ротация и екстензия в раменна става. При движенията в хоризонталната равнина се забелязва намаляване на динамичния момент на екстензия в лакътната става.

Сравняването между здрави субекти и пациенти претърпели инсулт се прави често с цел да се установят максимални стойности. Например Colebatch et al. (1986) измерват максимална изометрична контракция в лакътната става при флексия и екстензия. Те твърдят, че при здрави хора флексорите са около два пъти по-силни от екстензорите и това е валидно за двете ръце. При засегнатата ръка на пациентите обаче флексорите отслабват, а екстензорите се засилват, но общо взето флексорите си остават по-силни.

## **ЦЕЛ И ЗАДАЧИ НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД**

Целта на дисертационния труд е да се създаде експериментална постановка и да се изследват с нея здрави доброволци и пациенти преживели инсулт, за да се установят промените в двигателните стратегии на засегнатия горен крайник.

За постигането на тази цел са формулирани следните задачи:

1. Да се подбере набор от двигателни задачи, изпълнявани от горния крайник, с които може да се оцени промяната в силата на мускулите, активирането им, прецизността на изпълняване на движенията, координацията на движенията и уморяемостта на мускулите.

2. Да се подберат подходящи повърхностно разположени мускули за отвеждане на ЕМГ сигнали, да се създаде и подходящ експериментален протокол.

3. Да се обработят експерименталните данни за група от здрави доброволци и пациенти при изпълнените двигателни задачи за подбраните мускули.

4. Да се изследват разликите в мощностно-честотния спектър на здрава и засегната ръка на пациентите и доминантна и недоминантна ръка на здравите доброволци.

5. Да се сравнят разликите в мускулните синергии и антагонистичната мускулна коконтракция на здрава и засегната ръка на пациентите и доминантна и недоминантна ръка на здравите доброволци.

## **ГЛАВА ВТОРА. Експериментална постановка за изследване на различни двигателни задачи изпълнявани от здрави доброволци и пациенти преживяли инсулт и начини на обработка на експерименталните данни**

**Експериментална постановка, при която се записват ЕМГ сигнали от 7 мускула на горния крайник**

Експериментите със здрави доброволци се проведеха в Института по Биофизика и Биомедицинско Инженерство, бл.105, а с пациенти в Специализираната болница за рехабилитация – Банкя, база „Ясен”, с която имаме подписано споразумение за сътрудничество, както и в Клиниката по Неврорехабилитация в Многопрофилна болница за активно лечение по неврология и психиатрия “Свети Наум”.

Експериментите се провеждат със системата TELEMYO 2400T G2 8 – 8 канална електромиографска и кинематична телеметрична система на NORAXON Inc. Сигналите от мускулите се отвеждат с двойка повърхностни електроди Ag/AgCl Skintact-Premier F-301 9 mm в диаметър. Те са ориентирани успоредно на мускулните влакна. Междueleктродното разстояние е 30 мм. С телеметрично устройство сигналите се предават безжично към лаптоп и се визуализират и записват посредством компютърна програма на Noraxon - MyoResearch XP Data Acquisition & Video Edition 1.08.32.

Преди започването на експериментите, подопитното лице попълва само или със съдействие на Силвия Ангелова, анкетна карта и тест за доминантност. Всички участващи в експериментите подписват бланка за Информирано съгласие.

През цялото време на изследването подопитното лице стои на стол с облегалка, но без подлакътници. При необходимост кожата под сензорите се зачиства от прекомерно окосмяване, следва третиране на кожата с напоен в спирт памучен тампон и последващо поставяне на контактен гел върху електродите (за намаляване съпротивлението на кожата).

Изследваното лице заема подходяща поза. Изследващият набелязва чрез палпация характерните маркери и костни издатъци, служещи като ориентир. След това се определя мястото на прикрепване на електродите, спазвайки конкретните препоръки в литературата (Florimond, 2009; Carlo J. De Luca, 2002; международните препоръки SENIAM project - <http://www.seniam.org/>) за поставяне на сензорите за всеки мускул.

Междueleктродното разстояние (това между електродните центрове) е 30 мм (по правило то не бива да надвишава  $\frac{1}{4}$  от дължината на мускулните фибри - Day (2002)). За стабилизиране на прикрепването на електродите се използват допълнителни фиксатори (различни пластири).

Експериментите се записват с камера, като видео файловете могат да се видят както в програмата MyoResearch XP, така и като отделни видео файлове.

Поставят се електроди най-напред на доминантната (здравата) ръка на подопитното лице. След изпълнение на двигателните задачи, електродите се подменят и нареждат в същата последователност на другата ръка.

Подбрани бяха 7 повърхностно разположени мускула (мускулни части или глави), които участват в движенията в раменна и лакътна стави. Те са както следва:

1. **m.deltoideus pars clavicularis (DELcla)** – извършва следните движения: флексия, аддукция и вътрешна ротация в раменната става.

2. **m.deltoideus pars acromialis (DELacr)** – носи тежестта на крайника и е най-важната част на този мускул, която извършва абдукция в раменна става.

3. **m.deltoideus pars spinata (DELspi)** – извършва екстензия, аддукция и външна ротация в раменна става.

4. **m.biceps brachii (BIC)** – и двете глави на мускула са двуставни. В раменната става мускулът повдига мишницата напред и слабо я аддуцира с късата глава. Основната

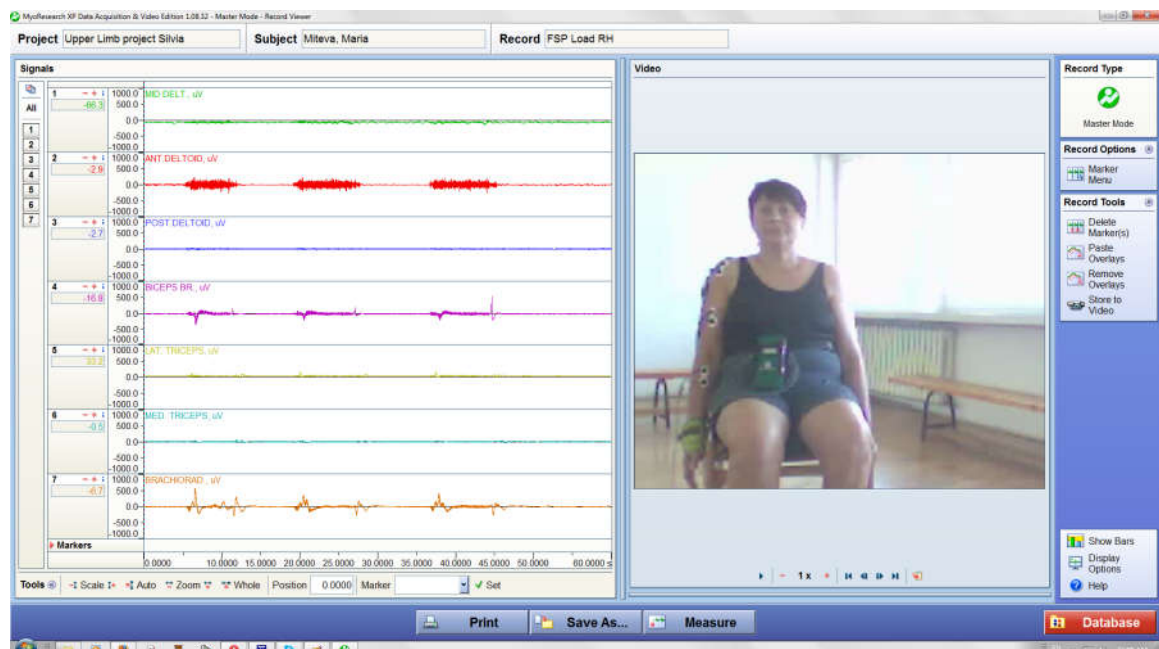
му функция е сгъване в лакътната става, като максималната му сила се проявява, когато предмишницата е в супинация. Той е мощен супинатор при сгъната предмишница, докато при екстензия супинаторното му действие е минимално.

5. **m. triceps brachii caput laterale (TRlat)** – *едноставната* глава на мускула извършваща само екстензия в лакътната става.

6. **m.triceps brachii caput longum (TRlong)** – това е *двуставна* част на мускула, извършваща екстензия и аддукция в раменната става и екстензия в лакътната става.

7. **m.brachioradialis (BRD)** – това е най-повърхностният мускул по радиалната част на предмишницата. Той е едноставен и извършва само флексия в лакътната става.

Референтният електрод се прикрепя на повърхност, която е електрически неактивна – *acromion scapulae*. Последователността на поставяне на електродите е винаги една и съща, а именно: **DELacr**, **DELcla**, **DELspi**, **BIC**, **TRlat**, **TRlong** и **BRD**. На Фиг. 2.3 е показана пациентка с инсулт в дясната половина на мозъка и съответна левостранна пареза от хемитип. Пациентката е в процес на изпълнение на експерименталната последователност от задачи – седнала е на стабилен стол, поставени са електродите и телеметричното устройство.



**Фигура 2.3.** Експериментални данни за една пациентка при извършване на движението флексия в сагиталната равнина с дясна ръка с поставена тежест на китката от половин килограм. В ляво необработените ЕМГ сигнали на 7-те мускула за целия период от 1 минута. В дясно се вижда локализацията на електродите и телеметричното устройство.

Броят на подобрите двигателни задачи е 10, а продължителността на всяка една е една минута. Тъй като отделно се изпълняват с двете ръце се записват общо 20 двигателни задачи и съответно техните файлове.

Двигателните задачи са подбрани с цел да се изследват комплексно двигателните умения на горния крайник. Две от тях са статични – изследване при поддържане на определена поза – с цел намиране на референтна стойка и тестване за умора на мускулите. Четири са за изследване на движението флексия в лакътната става, две са за изследване на точността на движенията и две за намиране на максимални стойности на ЕМГ активност на мускулите.

Двигателните задачи са както следва:

1. Референтна позиция (ИП – изходна позиция) – **REST**. Изследваното лице е седнало в максимално комфортна позиция с ръце отпуснати свободно до тялото.

2. Максимална изометрична контракция с динамометър – **DIN**. Изследваното лице е заело ИП. С изследваната ръка се обхваща балон на динамометър. При сигнал се стиска балона с цялата повърхност на дланта с максимално усилие, като ръката се отпуска при достигането на максимална сила. Правят се три опита с почивка между тях. Резултатите, отчетени на скалата на динамометъра от трите опита, се записват.

3. Максимална изометрична контракция срещу съпротивление – **MIC**. При три последователни позиции на горния крайник се прилага мануално съпротивление, така че да се реализира максимална изометрична контракция на определен мускул. И трите максимални изометрични контракции се извършват в интервал от една минута.

4. Флексия в лакътната става в сагиталната равнина – **FSP**. Лицето е заело ИП. При сигнал “Сгъни”, лицето сгъва лакътната става с палец сочещ нагоре до крайно възможно положение с удобна скорост и запазва крайната позиция. При сигнал “Върни”, ръката се връща в ИП. Извършват се три опита в рамките на една минута.

5. Флексия в лакътната става в сагиталната равнина с допълнителна тежест – **FSPLoad**. Повторение на предходната задача, като към китката е добавена тежест от 0.5 кг.

6. Флексия в лакътната става в хоризонталната равнина – **FHP**. Лицето предварително е заело позиция, при която ръката е изнесена напред с  $90^{\circ}$  флексия в раменна става с длан обърната към пода. При сигнал “Сгъни”, лицето сгъва лакътната става до крайно възможно положение (докосване на срещуположното рамо) с удобна скорост и запазва крайната позиция. При сигнал “Върни”, ръката се връща в начално положение. Извършват се три опита в рамките на една минута.

7. Флексия в лакътната става в хоризонталната равнина с допълнителна тежест – **FHPLoad**. Повторение на предходната задача, като към китката е добавена тежест от 0.5 кг.

8. Докосване на носа с показалец – **Nose**. Лицето е заело ИП. При сигнал “Сгъни”, с удобна скорост и визуален контрол лицето докосва върха на носа си и задържа в крайна позиция. При сигнал “Върни”, ръката се връща в ИП. Извършват се три опита в рамките на една минута.

9. Поставяне на топка – **Ball**. Пред изследваното лице се поставя бюро. По линията на носа върху бюрото едно зад друго се поставят купичка (в близост до ръба) с дунапенена топка с големина на тенис топка и метална кутийка (на разстояние една разгъната ръка от лицето). Дланите са поставени на ширината на раменете върху бюрото. При сигнал “Хвани” лицето обхваща с длан топката и запазва позицията, при сигнал “Пусни” пуска топката в металната кутийка и запазва позицията, при сигнал “Върни” връща ръката в първоначална позиция. Извършват се три опита в рамките на една минута.

10. Тест за умора - **Fatigue**. Изследваното лице предварително е заело позиция, при която ръката е изнесена напред с  $90^{\circ}$  флексия в раменна става и с длан обърната към пода. Поддържа тази позиция в рамките на 1 минута или докато настъпи умора или дискомфорт.

Инструкторът дава указания и обяснения преди изпълнението на всяка задача, като прави и визуална демонстрация. По време на изпълнението дава кратки команди. Преди започване на експериментите се проверява на монитора наличието и нивото на сигналите, дали електродите са закрепени добре и т.н.

**Експериментална постановка, при която се записват ЕМГ сигнали от 6 мускула на горния крайник и два ъгъла в раменната става**

Следващите експерименти бяха проведени със записване на два ъгъла в раменната става. Тъй като телеметричната система има 8 канала, беше решено от избраните мускули

да отпадне **TRFlat** поради следните причини: той дублира и работи синхронно с **TRHlong** в избраните от нас движения, действа само в лакътна става за разлика от другата повърхностна глава, която задвижва и раменната става.

Беше преценено, че движенията в раменната става са по-интересни отколкото в лакътната става, тъй като от наблюденията на видео-файловете на пациентите се забеляза, че именно в тази става има отклонения от нормата (раменна става има 3 степени на свобода за разлика от лакътната става, която е с две степени на свобода; в раменната става има по-широк набор от синергии и компенсаторни стратегии).

Гониометърът, с който се измерват два ъгъла в раменна става – флексия/екстензия и абдукция/аддукция, е 2D на фирмата Noraxon и е с вграден усилвател. Поставя се на раменната става, според указанията на производителя.

### **Обработката на експерименталните данни с програми написани в среда MATLAB**

Програмите за обработка са написани в среда на **MATLAB** от проф. Р. Райкова. Данните са записани в текстови файл. Програмите са различни за статичните задачи и за динамичните задачи. Честотата на дискретизация е винаги 1500 Hz. Ъглите се измерват директно в градуси, ЕМГ сигнали в микроволти, времето в секунди.

За статичната задача **REST**, ако имаме записани 2 ъгъла в раменната става се взема първата стойност на ъглите, т.е.  $\alpha_1$  (1) и  $\alpha_2$  (1) като от всички следващи стойности се вади тази начална стойност. По този начин за нула на двата ъгъла се приема първата стойност при референтната стойка, тъй като тези два начални ъгъла могат да бъдат различни от нула в зависимост от: начина на поставяне на двете твърди рамена на гониометъра, начина на нулирането му, от специфичната позиция, която всяко изследвано лице заема, както и от анатомичните извивки на крайниците. Тази начална стойност се записва за по-нататъшните обработки на експерименталните данни и обобщаване на резултатите.

За всички ЕМГ данни се прилагат следните филтри:

1. high-pass Butterworth filter от 4 ред и честота 20 Hz. Този филтър премахва артефактите от движението, които обикновено са в честотен диапазон от 0 до 20 Hz. Най-често те се появяват при движения между електрода и кожата или пък при движението на кабелите на електродите.

```
fh=Fs/2;           % 1/2 sampling rate Fs=1500 Hz
mb1=4;            % filter order
cutf1=20;         % cut-off frequency
[b1, a1]= butter(mb1, cutf1/fh, 'high');
```

2. специално разработен от доц. В. Кръстева (ИБФБМИ) филтър за потискане на електрическата активност на сърцето. Установихме, че доста отчетливо се забелязват сърдечните спайкове при записите на мускулната активност на DEL от лявата половина на тялото.

3. bandpass filter за 50 Hz. Чрез него се премахва шумът от устройствата, които са включени в електрическата мрежа.

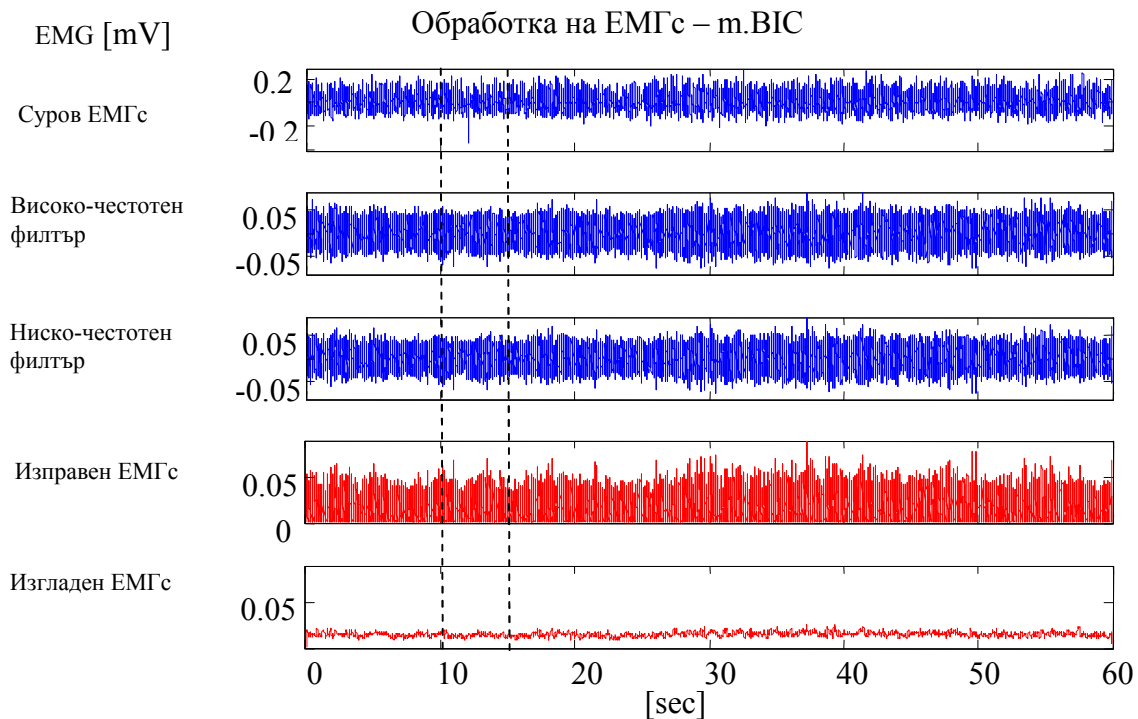
```
mb3=4;           % filter order
cutstop(1)=49/fh;
cutstop(2)=51/fh;
[b3, a3]= butter(mb3, cutstop, 'stop');
```

4. low-pass Butterworth filter - от 4 ред - премахва честотите над 250 Hz.

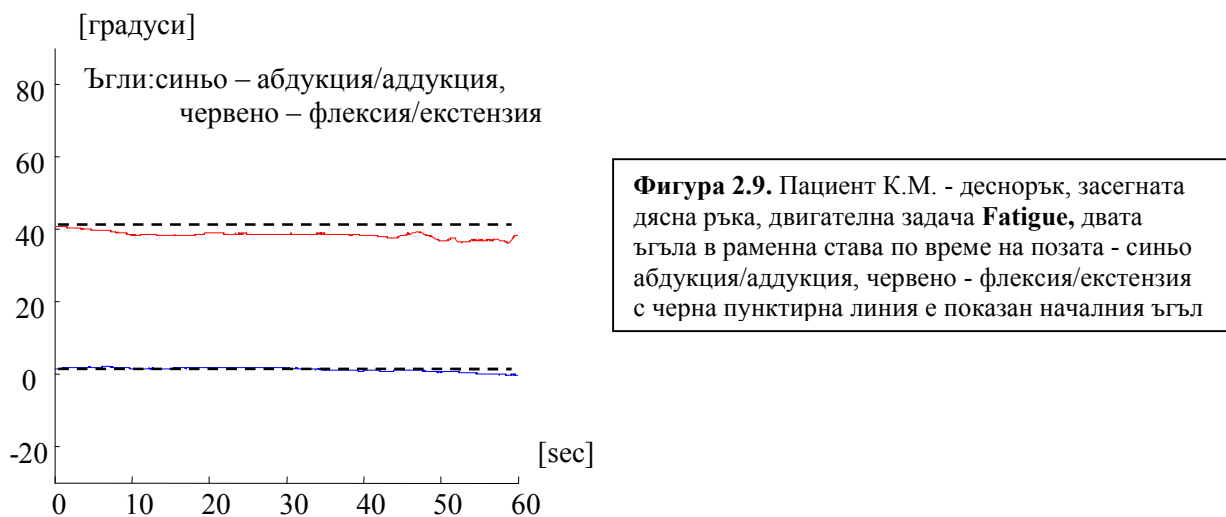
```
mb4=4;           % filter order
cutf4=250;       % cut-off frequency
[b4, a4]= butter(mb4, cutf4/fh, 'low');
```



След това сигналът се изправя (rectification), при което всички отрицателни амплитуди се преобразуват в положителни. Следва изглаждане, т.е. усредняване (smoothing) – като константата за усредняването е винаги 0.1 s. На Фиг. 2.7 е показан резултатът от обработката на ЕМГ сигнала на **m.biceps** след съответните етапи на филтрация и изправяне.



Фигура 2.7. Пациент К. М. - деснорък, засегната дясна ръка, двигателна задача **REST**



Фигура 2.9. Пациент К.М. - деснорък, засегната дясна ръка, двигателна задача **Fatigue**, двата ъгъла в раменна става по време на позата - синьо абдукция/аддукция, червено - флексия/екстензия с черна пунктирна линия е показан началния ъгъл

На Фиг. 2.9 се вижда как се променят двата измервани ъгъла при статичната задача **Fatigue**. Те намаляват стойността си, т.е. в резултат на умора ръката пада надолу.

За двете статични задачи – **REST** и **Fatigue** се прави честотен анализ (Fast Fourier Transformation (FFT)) като се намира мощностно-честотната функция. За целта се избира 5 s времеви интервал в началото и в края (само при задача **Fatigue**) на двигателната задача. Обикновено първите 5 секунди от записа не се включват в интервала за честотен анализ, тъй като записваният ЕМГ сигнал не е стабилен и позата още се наглася от

пациента. Намира се възможно най-близкия до началото 5 секунден интервал, който не съдържа артефакти. Данните само се филтрират с филтрите споменати по-горе. Чрез вградена функция в MATLAB се изчислява функцията мощност/честота. В повечето случаи мощността после се нормализира на максималната и стойност.

На Фиг. 2.10 е дадена графика на нормираната мощност на сигнала във времеви интервал 10-15 s за статичната задача **REST**. Взет е опитът на деснорък пациент с увредена доминантна ръка (дясната). На графиката се вижда, че най-голяма мощност има в диапазона 30-70 Hz и за шестте мускула, което означава по-голяма активност на бавните ДЕ в увредените мускули. Когато разгледаме поотделно мускулите **DELacr** и **TRIlong** за тях в мощностния спектър се забелязват честоти до 100-120 Hz, т.е. при тези мускули са ангажирани и бързи двигателни единици. И обратното при **DELspi**, честотният анализ показва най-висока активност около 45-50 Hz, което е признак за активност само на бавните двигателни единици. За всички канали се изчисляват средна стойност на честота и медиана.

Аналогични обработки се правят за дясна (**RH**) и за лява (**LH**) ръка. В случаите, когато не се измерват ъглите в раменната става, се обработват само 7-те ЕМГ сигнала на мускулите. Обработка на експерименталните данни от задача **Fatigue**, е същата, но за начална стойност на ъглите се приемат началните стойности, измерени при референтната позиция. Честотният анализ се прави за два интервала. Единият е в началото (обикновено между 5 и 10 s), а другият в края на двигателната задача (обикновено между 50 и 55 s), когато се предполага, че може да се наблюдава умора, особено при засегнатия крайник на пациентите. Наличието на умора се проследява и от промяната в ъглите в раменната става. Обикновено в края на двигателната задача ъгълът на флексия намалява, т.е. ръката пада надолу и има данни за умора.



**Фигура 2.10.** Пациент К.М. - деснорък, засегната дясна ръка, двигателна задача **REST**, зависимостта на нормализираната мощност на спектъра (нормализацията е извършена по максималната стойност на мощността на всеки канал) от честота за всички мускули

С цел да се намерят коефициентите за нормализиране на ЕМГ сигнали най-напред се обработват двете двигателни задачи за намиране на максимална изометрична сила – **DIN** и **MIC**. ЕМГ сигнали се обработват по един и същ начин – филтриране и изправяне. Намира се максималната стойност на всеки от каналите за целия едноминутен интервал, достигната по време на тези две двигателни задачи. Това са коефициентите  $k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6$ , и евентуално  $k_7$ , на които се делят впоследствие ЕМГ сигнали на съответните мускули при изследване на движенията: **FSP, FSPLoad, FHP, FHPLoad, Nose, Ball**. Деленето на



## ГЛАВА ТРЕТА. Резултати от обработката на експерименталните данни

### Обобщени данни за пациентите

Изследвани бяха общо 25 субекта, от които 10 пациенти и 15 доброволци. От пациентите 7 бяха мъже, 3 – жени, като средната им възраст беше 51.09 години (от 35 до 63). Давността на инцидента (инсулта) беше между 24 дена и 9 години. Всички избрани пациенти имаха исхемичен инсулт отляво или отдясно. Тоест засегнатата ръка е или дясната или лявата. Двама от пациентите бяха с лява доминатна ръка, останалите с дясна доминатна ръка. От доброволците 6-ма бяха мъже, 9 жени, всичките десноръки. Средната възраст на групата беше 37.4 години (от 19 до 57). От пациентите 2 бяха изследвани чрез експерименталната постановка без гониометър, останалите 8 – с гониометър. От доброволците 4 – без гониометър и 11 с регистриране на двата ъгъла в раменната става. По-нататък ще бъдат използвани следните съкращения: П1, П2, ... П10 – пациент №1, 2, ..., 10; С1, С2, ... С15 – доброволец №1, 2, ..., 15.

Таблица 3.1. Обобщени данни за пациентите

	засегнатата ръка	доминатна ръка	давност на инсулта	коэффициент на Фугл-Маер*	с гониометър или без
П1	дясна	дясна	3 години	35	с гониометър
П2	дясна	дясна	2 години	21	с гониометър
П3	дясна	дясна	2 години	49	с гониометър
П4	дясна	дясна	3 години	25	с гониометър
П5	дясна	лява	9 години	38	с гониометър
П6	дясна	лява	1 месец	55	с гониометър
П7	дясна	дясна	2.5 години	33	с гониометър
П8	дясна	дясна	1.5 месеца	56	с гониометър
П9	лява	дясна	1 година	54	без гониометър
П10	лява	дясна	2 месеца	46	без гониометър

\*коэффициент за оценка на моторното възстановяване след инсулт

### Обобщени резултати от визуалното наблюдение

При всеки експеримент, всяка изпълнявана двигателна задача от 1 минута се записва с web камера в отделни видео файлове. Наблюдаването на тези видео записи дава богата информация за двигателните способности на изследваните лица. Беше забелязано, че осъзнато или не пациентите си служат с компенсаторни движения за извършването на поставените двигателни задачи.

При двигателна задача **Fatigue** пациентите трябва да преодолеят тежестта на собствената си ръка, като я повдигнат напред и задържат позицията, което изисква стабилен мускулен контрол. Компенсациите, които се появяват са: придърпване на главата в посока на увредената страна, поради съкращение на трапецовидния мускул (той осигурява стабилност на лопатката); наклон на тялото от кръста към здравата страна (и понякога захващане на стола със здравата ръка за опора); повдигане на целия раменен пояс; изнасяне на трупа назад от седалището с цел да се намали ъгъла между изпънатата ръка и торса, но визуално да се имитира 90° флексия, тъй като ръката наистина запазва успоредна позиция спрямо пода.

Сгъването на лакътя при движенията **FSP** и **FSPLoad** при някои от пациентите е съпроводено с махаловидно движение в раменна става, при което се улеснява флексията на лакътя (с набраната инерция преодоляват по-лесно началното съпротивление на гравитацията, а може би също така подпомагат работата на недостатъчно силните стабилизатори на рамото). Друг начин за компенсация при тези движения е цялостното повдигане на ръката чрез повдигане на раменния пояс. Прави впечатление и наличието на синергично движение – при флексиране на лакътя, предмишницата се супинира и обратното – при екстензирането предмишницата се пронира.

При двигателни задачи **FHP** и **FHPLoad** отново има променени стратегии при сгъване на лакътя: едновременно сгъване в лакътна и аддукция в раменна става, като по този начин се съкращава траекторията на флексиране; по-високото стоеие на лакътя спрямо предмишницата (вътрешна ротация на мишницата), при което тежестта на крайника се поема от мускулите, разположени по задната повърхност; двама от пациентите подпомагат екстензията със супиниране на предмишницата.

При двигателна задача **Nose** пациентите имат сходни стратегии за задачата – първо повдигат мишницата странично (някои достигат до  $90^{\circ}$  абдукция), след което поднасят предмишницата и показалеца към носа. При всички случаи има абдукция в раменна става и последваща / едновременна флексия в лакътната става.

Пациентите, които успяват да изпълнят достатъчно прецизно двигателна задача **Ball**, нямат специфични отклонения в движенията в големите стави. Координацията е запазена.

Описаните компенсации са ясно отличими при засегнатата и незасегнатата ръка на пациентите, докато подобни визуални несъответствия между двигателните задачи с доминантна и недоминантна ръка при здравите доброволци не могат да бъдат наблюдавани. Единствено моментно измерима разлика се появява при отчитане на стойностите с динамометъра – винаги стойностите на силата на динамометъра за доминантната ръка са по-големи от недоминантната (изключение е C12, който е претърпял травма преди изследването). Когато обаче се сравнят ЕМГ сигнали между лява и дясна ръка при едни и същи движения при здравите доброволци, се наблюдават разлики.

Статистиката от измерените стойности на стискане на балона на динамометъра са:  $0.28 \pm 0.08$  бара за увредената ръка на пациентите и  $0.55 \pm 0.06$  бара за здравата ръка. При здравите доброволци за дясната ръка тези стойности са  $0.52 \pm 0.035$ , а за лявата  $0.46 \pm 0.038$ . От информацията, която имаме за пациентите е изчислен коефициентът на Фугл-Майер – той е между 21 и 56 (най-високата стойност по дефиниция е 66). Пациентите с най-малък коефициент са П1, П2, П4 и П7- под 50 – Таблица 3.1.

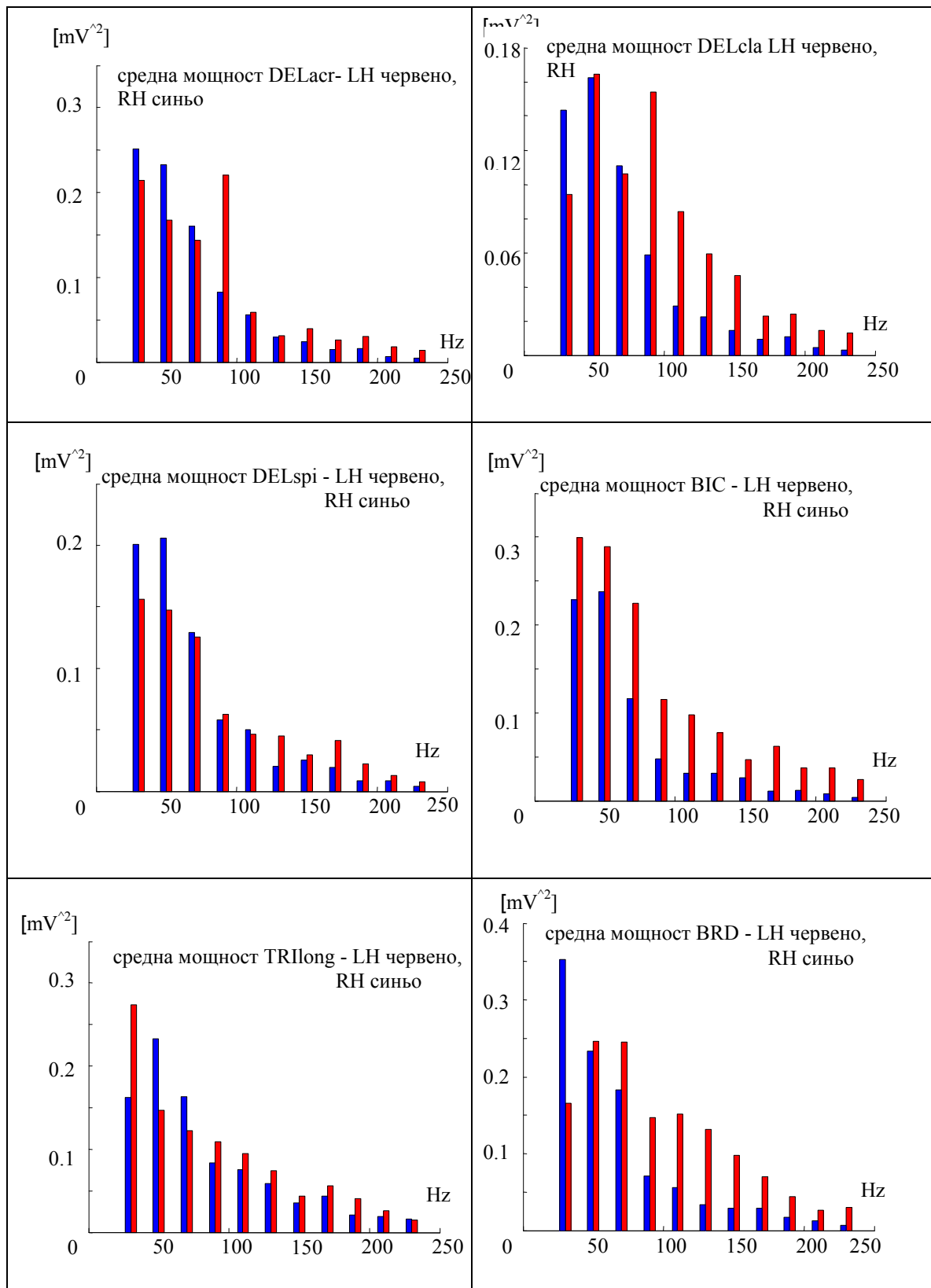
### **Илюстрации на резултатите от обработката на експерименталните данни за различни двигателни задачи**

Като илюстрация на резултатите от обработката на експерименталните данни е избран един пациент П1 със записани ЕМГ сигнали от 6 мускула и данни от гониометъра за двата ъгъла в раменна става. Аналогични фигури са генерирани и анализирани за всички субекти и пациенти. Основната цел е да се сравнят данните за дясна (засегнатата) и лява (здрава) ръка на подопитните лица. В първите три фигури за всеки изследван субект са представени резултатите от честотния анализ, направен при двигателна задача **Fatigue**. За да се установи дали има съществени разлики в определени честотни области (Фиг. 3.1), честотният диапазон е разделен на 11 интервала 20-40 Hz, 40-60 Hz, ..., 220-240 Hz. За всеки интервал се намира средната стойност на нормираната мощност и тези стойности се сравняват за дясна и лява ръка за всички мускули за всички изследвани лица (Фиг. 3.1). Това се прави както в един интервал от 5 s в началото на двигателната задача, така и в период от 5 s в края на двигателната задача, когато се предполага, че е налична мускулна

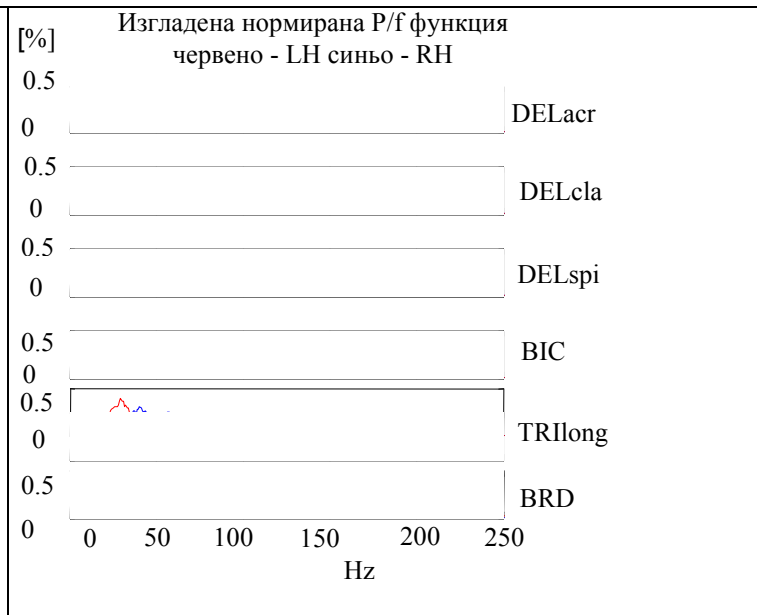
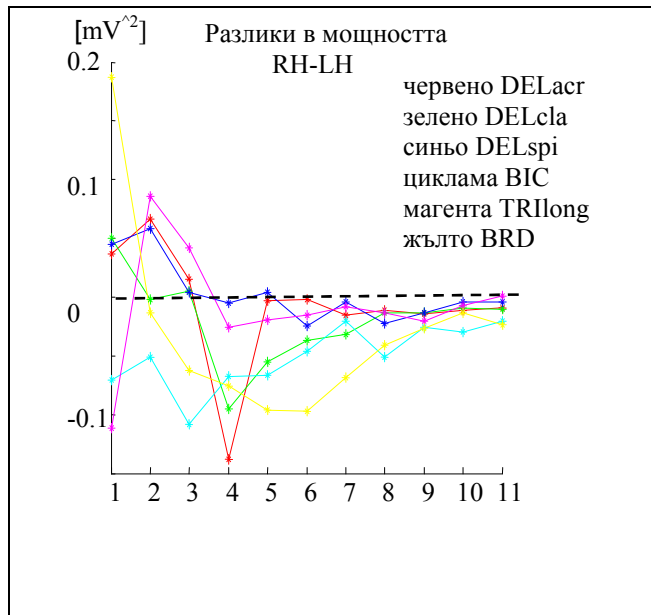
умора. На следващите фигури (Фиг. 3.2) същите данни са представени по-нагледно като разлики между дясна и лява ръка. Вижда се, че по-значителни разлики има до 8-ми честотен интервал и, че не може да се направи един глобален извод както за определен мускул, така и за болната ръка. На Фиг. 3.3 кривите на нормираната мощност за всички мускули за двете ръце са изгладени и пак е направено сравнение между двете ръце. Вижда се, че при някои честоти мощността на дясна ръка е по-голяма, а при други - мощността на лявата ръка е по-голяма. Вижда се, че информативните честоти са между 20 Hz и 200 Hz. Разлики между лява и дясна ръка има както при пациентите така и при здравите доброволци.

От двигателните задачи са представени резултатите от движението **FSPload**, тъй като при него са най-отчетливи максималните пикове в ЕМГ сигнала на мускула – Фиг. 3.4, Фиг. 3.5. Пак са сравнени дясна с лява ръка. ЕМГ сигнали са нормализирани и изгладени, като са дадени и трите опита на движението. Вижда се, че има разлики в стратегиите, използвани от субектите, както и че има разлики между лява и дясна ръка.

Сравнявайки резултатите от трите опита на движението **FSPload** – изгладените и нормализирани ЕМГ сигнали на всички мускули – могат да се направят следните изводи. Основно активни са мускулите флексори **BIC**, **BRD**, **DELcla**. Понякога има активност на антагониста **TRlong** по време на спирането на движението. Например при П1 в засегнатата ръка има значителна активност на **DELcla**, отчетлива антагонистична коконтракция на **TRlong**, но по-малка синхронна синергистична активност на мускул **BRD**. При П1 и в двете ръце активността на **DELcla** е значителна, в засегнатата ръка има активност и на **DELacr**, който извършва абдукция в раменната става, а синергистична активност в **BRD** пак липсва. При здравите изследвани субекти пак се забелязва индивидуалност – например при С2 флексията се изпълнява с повече активност в мускул **BRD** отколкото в мускул **BIC**. От индивидуалните наблюдения на обработените резултати от двигателната задача **FSPload** (трябва да се отбележи, че задачата включва не само флексия в лакътната става, но и екстензията до референтна позиция) може да се каже, че всеки индивид си има своя двигателна стратегия. Най-активни са мускулите флексори **BIC**, **BRD** и **DELcla**, а в някои случаи се забелязва и антагонистична коконтракция на мускул **TRlong**.

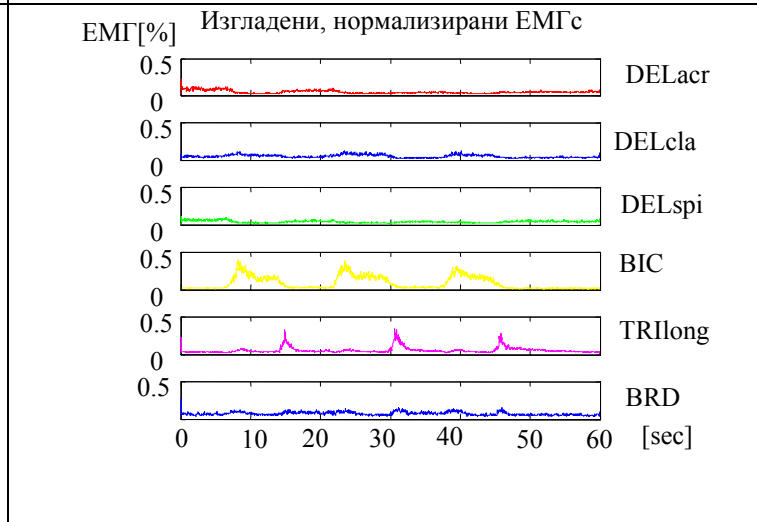
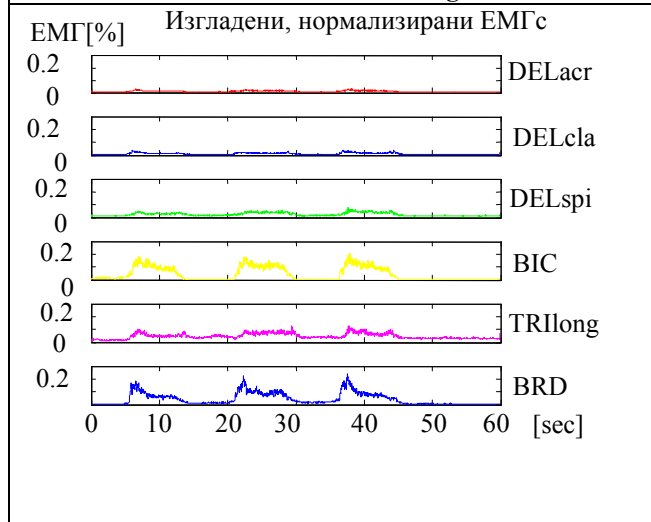


**Фигура 3.1.** Сравнение на здрава и засегната ръка за П1 (деснорък пациент с засегната дясна ръка) при началото на двигателна задача **Fatigue**. Средна стойност на мощността на спектъра в 11 интервала: 20-40 Hz, 40-60 Hz, ..., 220-240 Hz за 6 те мускула; **синьо** - дясната ръка (засегната), **червено** – лява.



**Фигура 3.2.** Разликата в средната мощност между съответните мускули на лява и дясна ръка, за дефинираните в предишната Фиг. 11 времеви интервала. Ако стойността е над 0, мощността на дясната ръка е по-голяма от лявата. П1 - началото на двигателна задача **Fatigue**

**Фигура 3.3.** Съотношение на нормираната мощност за всички мускули като функция на честотата за лява (червено) и дясна ръка (синьо) в началото на двигателна задача **Fatigue** за П1.



**Фигура 3.4.** Активността на шестте мускула при изпълнение с **лява ръка** на трите опита от движението **FSPLoad** - П1.

**Фигура 3.5.** Активността на шестте мускула при изпълнение с **дясна ръка** на трите опита от движението **FSPLoad** - П1.

**Обобщени данни от проведените експерименти**

От изчислените стойности на параметрите за задача **Fatigue** в нейното начало и край се вижда, че има голяма разлика между тях за различните мускули, тъй като в поддържането на позата са активни **DELacr, DELcla, BIC, BRD**. Тоест от избраните мускули едни са в активно състояние и са обект на умора, други не. Трябва да се отбележи, че за извършения статистическия анализ са взети под внимание само първите 8 пациента с парези на дясната ръка. Интервалът на получените при изчисление средни честоти е голям – от 38 Hz до 116 Hz. Средните стойности на **MDF** за дясната ръка (засегнатата) винаги са по-ниски отколкото за лявата ръка за всички мускули на пациентите. За здравите хора това не е така, стойностите за двете ръце са много близки. С



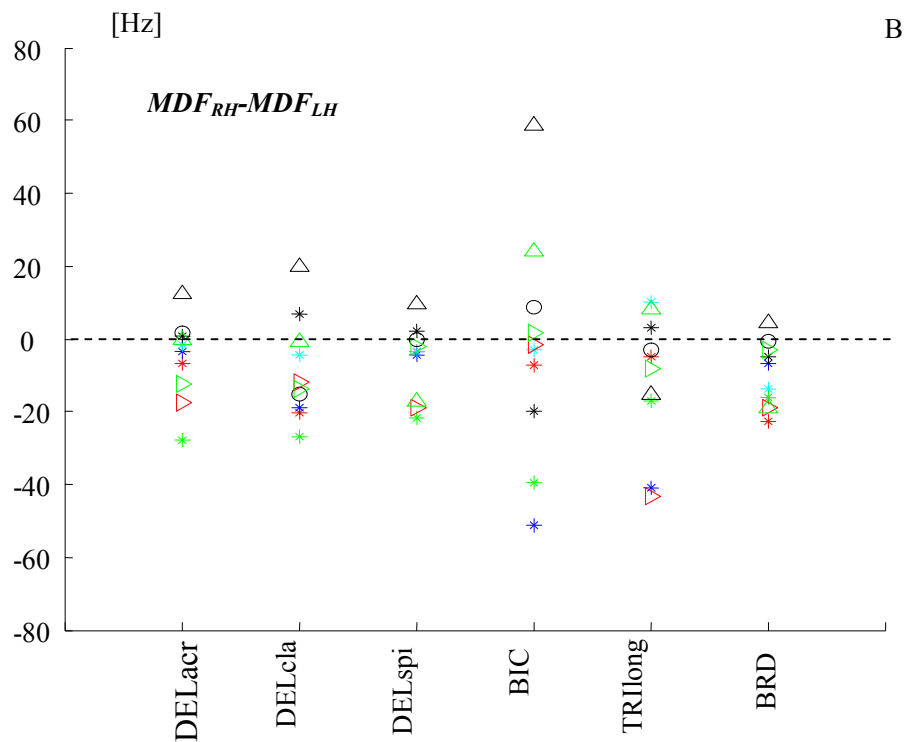
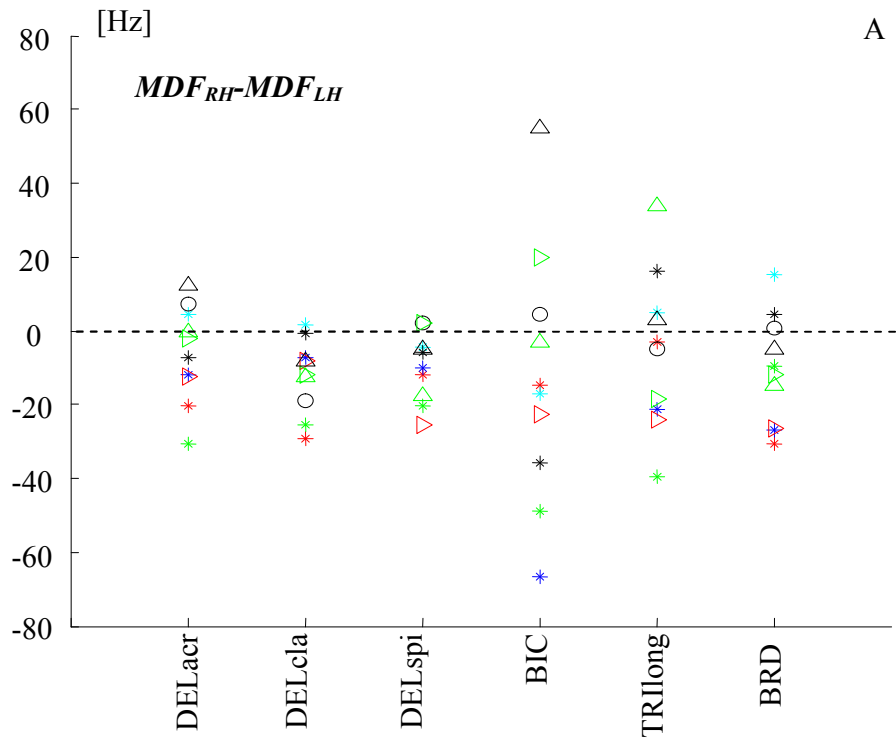
изключение на мускул **BRD** за здравите доброволци, средните стойности на **MDF** намаляват в крайния интервал, което е доказателство за наличие на умора. Това е валидно и за пациентите. За дясна ръка (увредената) на пациентите средните стойности в края на двигателната задача са винаги по-ниски от тези на здравите доброволци.

На следващите две фигури – Фиг. 3.21 А и В – са представени резултатите от честотния анализ на 6 те мускула на 10 те пациента за 5 секунден интервал в началото и в края на статичната задача **Fatigue**. Графично са показани разликите на **MDF** между дясна и лява ръка. Поведението на другия параметър **MNF** е много сходно. Различните пациенти са отбелязани с различни маркери и цветове. На следващите две фигури – Фиг. 3.22 А и В – са показани същите параметри, но за 15-те здрави доброволци. Разликите на двете честоти между дясна и лява ръка за пациентите имат предимно отрицателни стойности, т.е. повечето символи са под нулевата линия. В края на поддържането на позата разликите между дясна и лява ръка намаляват. Най-големи разлики има при мускул **BIC** както за пациентите, така и за здравите подопитни лица, като при последните разпределението е по-симетрично.

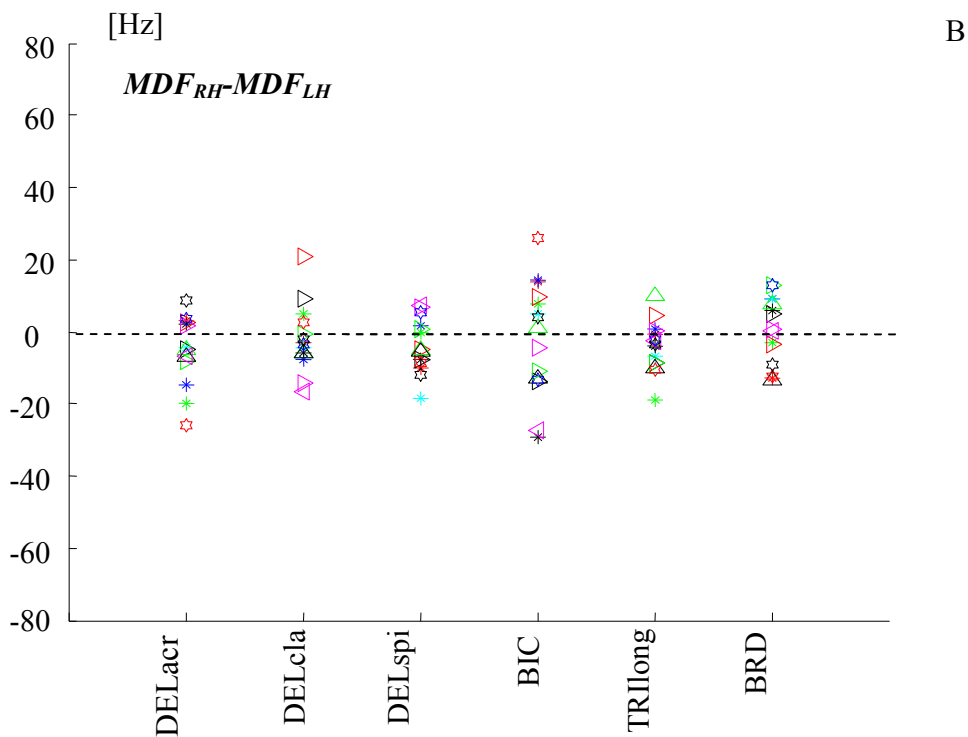
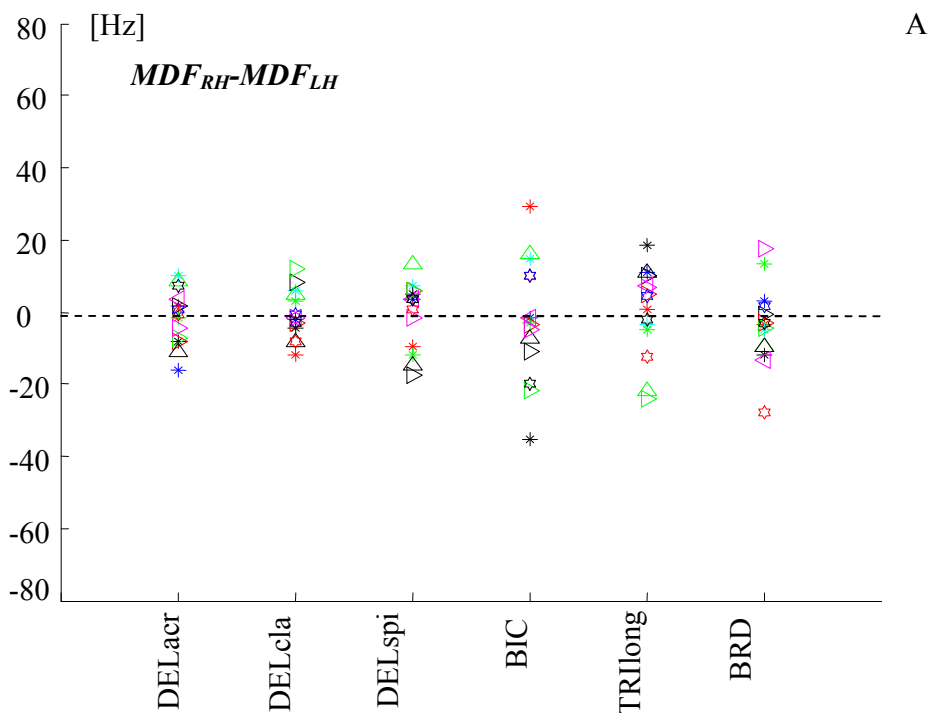
Направеният статистически анализ показва (Таблицы 3.12 до и 3.14 в дисертацията), че има статистически значими разлики между стойностите на двата изследвани параметъра **MDF<sub>RH</sub>** и **MDF<sub>LH</sub>** между здравата и засегнатата ръка за мускулите **BIC**, **DELcla**, **DELspi** и **TRPlong** и за двата интервала. Тоест медианата за тези мускули статистически значимо се различава за дясната и лявата ръка. За мускула **BRD** такава разлика в началния времеви период няма, но в края на двигателната задача има. Статистически анализ (Таблицы 3.12 до и 3.14 в дисертацията) беше направен и за стойностите на **MDF** за мускулите на дясна и лява ръка на здравите доброволци. Не беше открита статистически значима разлика между двете ръце, т.е. факторът “ръкост” не оказва влияние при изпълнение на двигателната задача.

Резултатите, представени на Фиг. 3.21 показват, че най-общо при двигателна задача **Fatigue** медианната честота на мускулите на засегнатата ръка имат по-ниски стойности от тази на здравата ръка. Трябва да се отбележи също, че повечето от положителните точки на Фиг. 3.21 са за П10 (за мускулите **BIC** и **DELacr**) и за П9 (**TRPlong**), за които засегнатата ръка е лявата. За времевия интервал на края на двигателната задача размахът на изчислените разлики намалява и самите стойности стават по-близо до нулата. Изключение правят П2 и П7, за които разликите **MDF<sub>RH</sub>-MDF<sub>LH</sub>** за мускула **TRPlong** стават по-отрицателни. Тези двама пациента все още имат тремор. За П2 и П4 разликите в двете честоти (за дясна и лява ръка) за мускула **BIC** имат най-големи отрицателни стойности. Тези двама пациента не могат да довършат двигателната задача – тяхната ръка започва да пада надолу преди да изтече 1 минута. Интервалът на стойностите на разликите е най-голям за мускулите **BIC** и **TRPlong** може би защото тези мускули са двуставни и участват в осъществяването на стабилността в двете стави – раменна и лакътна.

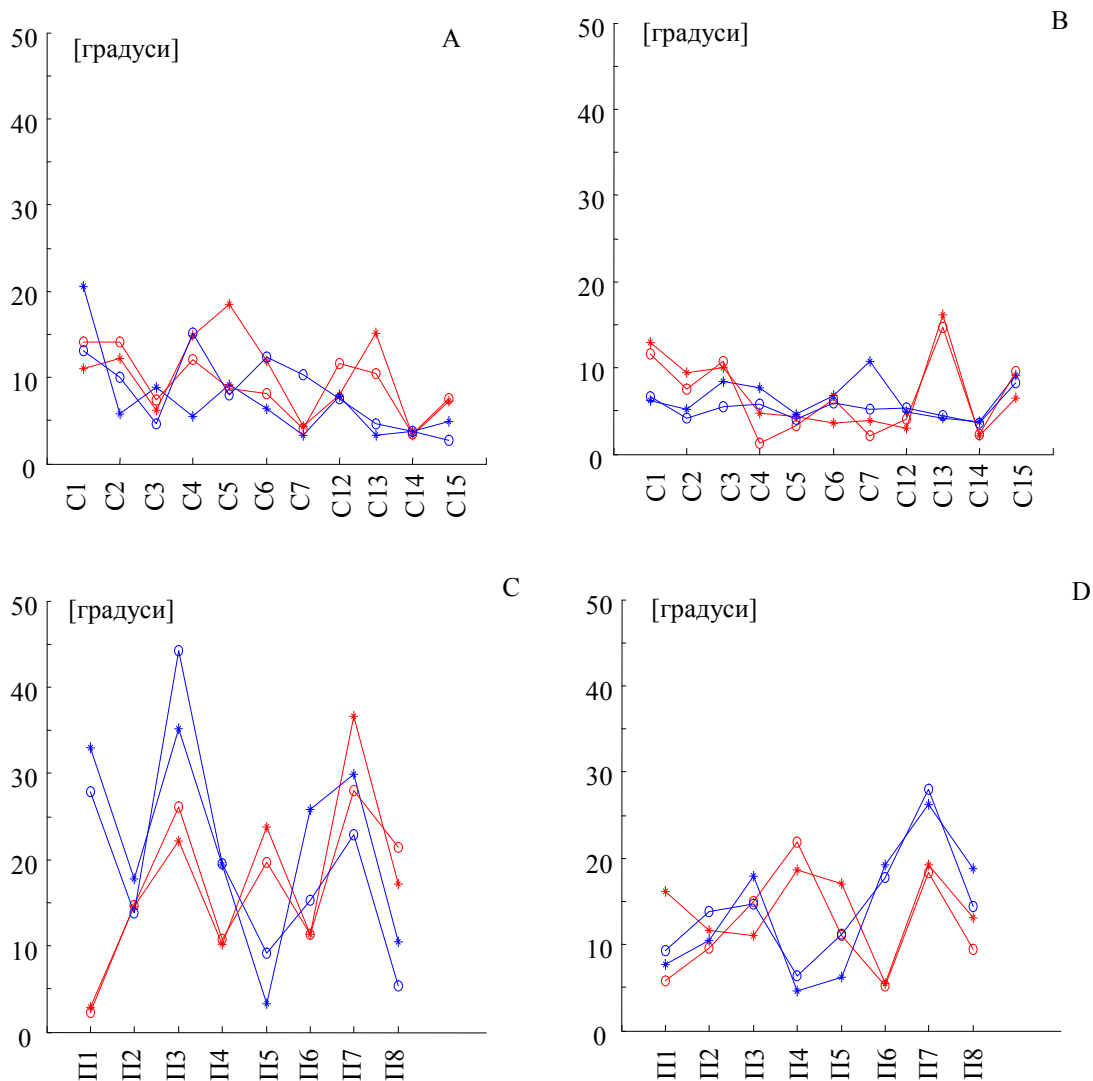
Статистическият анализ на разликите (Таблица 3.14 в дисертацията) между размаха на движение в раменната става между здрави доброволци и пациенти показва, че тази разлика е винаги значителна с изключение на движението флексия/екстензия за лявата ръка при движението без тегло. Това означава, че при пациентите има промени не само в засегнатата ръка, но и в незасегнатата.



**Фигура 3.21.** Данни за всички 10 пациенти за 6 мускула – разлика между  $MDF$  на дясна и лява ръка. А.  $MDF$  са пресметнати за интервали от 5s в началото на задачата. В.  $MDF$  са пресметнати за интервал от 5s в края на задачата, т.е. където се наблюдава умора. Използвани са следните символи: \* пациент №1, \* пациент №2, \* пациент №3, \* пациент №4, \* пациент №5, o пациент №6, ▷ пациент №7, ▷ пациент №8, △ пациент №9, △ пациент №10.



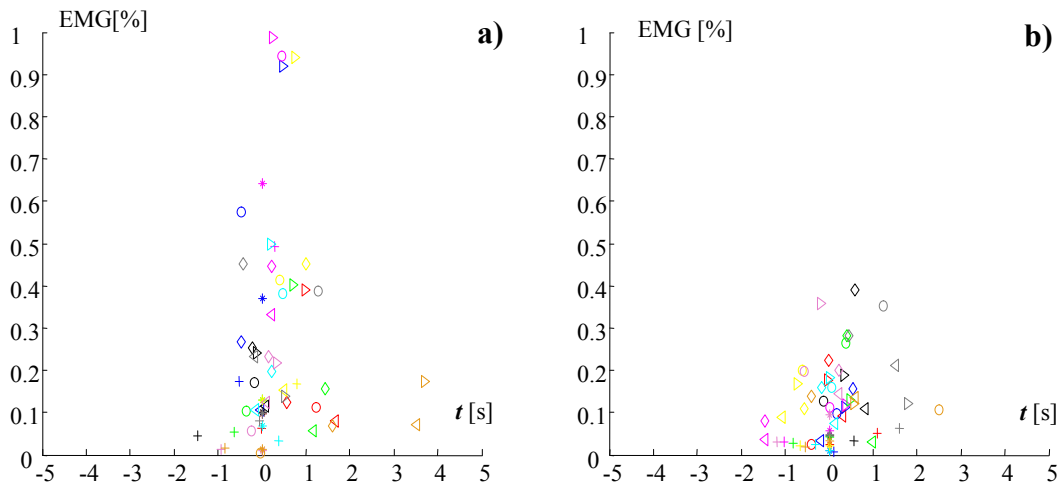
**Фигура 3.22.** Данни за всички 15 здрави доброволци за 6 мускула- разлика между  $MDF$  на дясната и лява ръка. А.  $MDF$  са пресметнати за интервал от 5s в началото на задачата. В.  $MDF$  са пресметнати за интервал от 5s в края на задачата, т.е. където се наблюдава умора. Използвани са следните символи: \* субект №1, \* субект №2, \* субект №3, \* субект №4, \* субект №5, ▷ субект №6, ▷ субект №7, ▷ субект №8, △ субект №9, △ субект №10, ▷ субект №11, ▷ субект №12, \* субект №13, \* субект №14, \* субект №14.



**Фигура 3.23.** Диапазон на движение в раменната става за 15 здрави доброволци и 8 пациента. А. Здрави доброволци, флексия/екстензия; В. Здрави доброволци, абдукция/аддукция; С. Пациенти с инсулт, флексия/екстензия; D. Пациенти с инсулт, абдукция/аддукция. Използвани символи: синьо - дясна ръка; червено - лява ръка, '\*' – лакътна флексия в сагиталната равнина без добавена тежест; 'o' – лакътна флексия в сагиталната равнина с добавена тежест от 0.5 kg на китката. Засегнатата ръка на пациентите е винаги дясната.

За да се изследва в детайли мускулната координация, беше избран по един опит за всяко изследвано лице за двигателните задачи **FSP** и **FSPload**. Началото и краят на лакътната флексия бяха определени визуално – както на база мускулна активност, така и на база на записаните ъгли в раменната става. Използвани бяха и видео-файловете и програмата MyoResearch XP Master Edition 1.08.38, където могат да се слагат времеви маркери. В този времеви период на извършване на флексията в лакътната става се изчислява максималната стойност на амплитудата на ЕМГ сигнали на всички мускули и моментът (за всеки мускул е различен), в който този максимум се достига. Трябва да се отбележи, че ЕМГ сигнали предварително се филтрират, нормализират спрямо максималната стойност, измерена при максималните изометрични контракции, после се изправят и изглаждат. Моментът, в който мускулът **DELacr** достига максималната стойност на ЕМГ сигнала, се приема за условна вемева нула и относителните амплитуди (те са по-малки от 1, защото сигналът е нормализиран) на останалите мускули се нанасят в

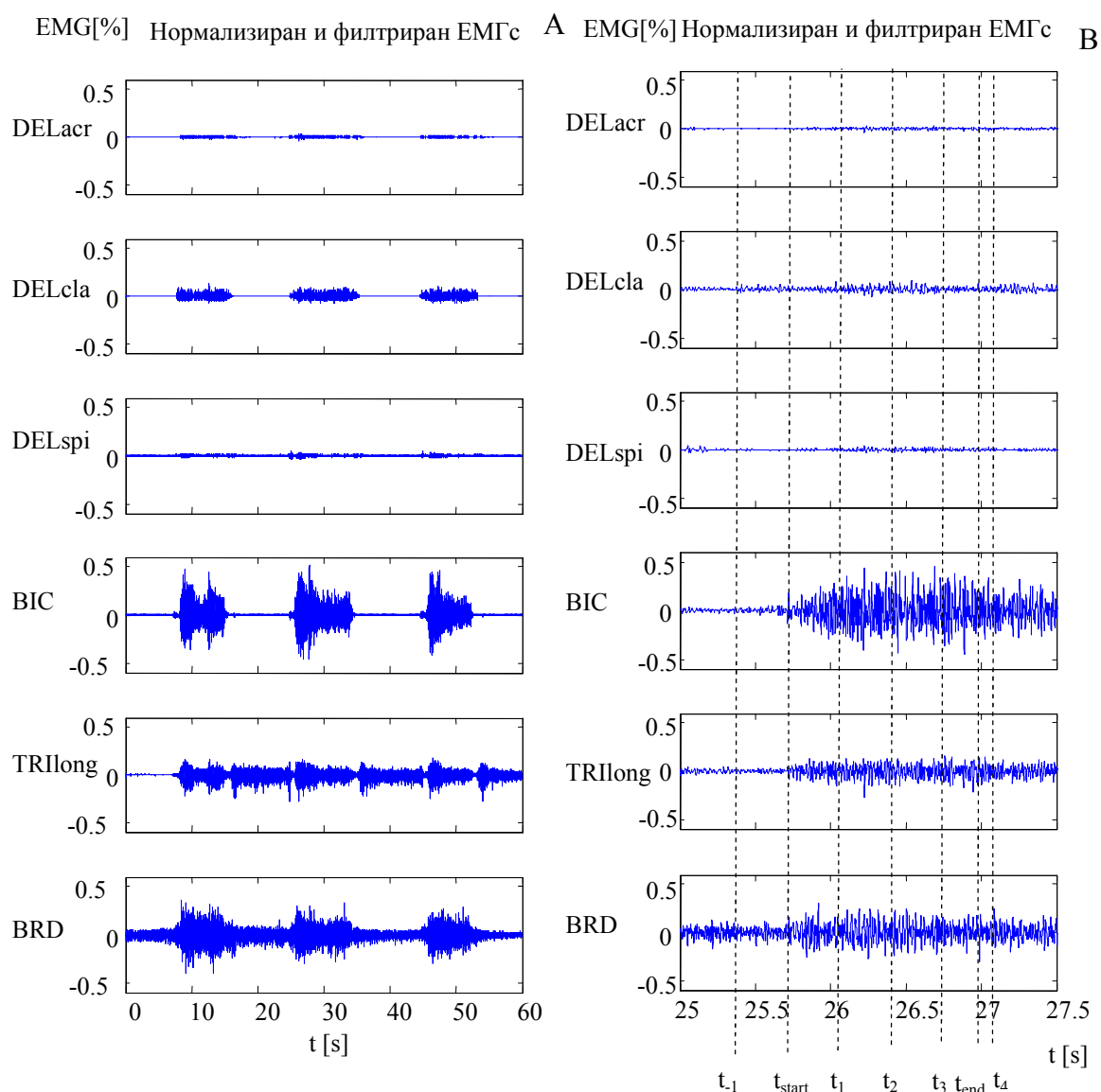
тази относителна времева скала – Фиг. 3.24. От фигурата се вижда, че амплитудите са по-големи за засегнатата ръка, особено при мускула **BIC**. Тоест мускулите на засегнатата ръка упражняват по-големи усилия при извършване на флексията в лакътната става. От друга страна, сравнявайки пациенти и здрави доброволци (не показани с фигури) може да се каже, че и при двете ръце нормализираните амплитуди са по-големи при болните хора. Това е валидно и при флексията без и с тегло. Особено това се отнася за мускула, който е основен извършител на движението – **BIC**. Може да се забележи и голямата активност на раменния мускул **DELcla**, особено при движението с тегло при извършване на движението с болната ръка. Значителна коактивация на мускула антагонист **TRPlong** не се наблюдава нито при пациентите, нито при здравите доброволци.



**Фигура 3.24.** Максимална стойност на амплитудата на нормализираните EMG сигнали за 10 пациента по време на сагитална флексия в лакътната става с добавена тежест, т.е. **FSPLoad**. Времевият момент когато **DELacr** достига максималната си амплитуда по време на лакътната флексия се приема за нулев (т.е.  $t=0$ ) при всеки пациент. а) дясна (засегнатата) ръка. б). лява (не увредена) ръка. Използваните символи за 6 мускула са като следва: \* **DELacr**, o **DELcla**, + **DELspi**, > **BIC**, < **TRPlong**,  $\diamond$  **BRD**. Различните цветове отговарят на различни пациенти.

### Изследване на динамични задачи – FSP и FSPLoad – чрез изчисляване на параметри на мощностно/честотната функция

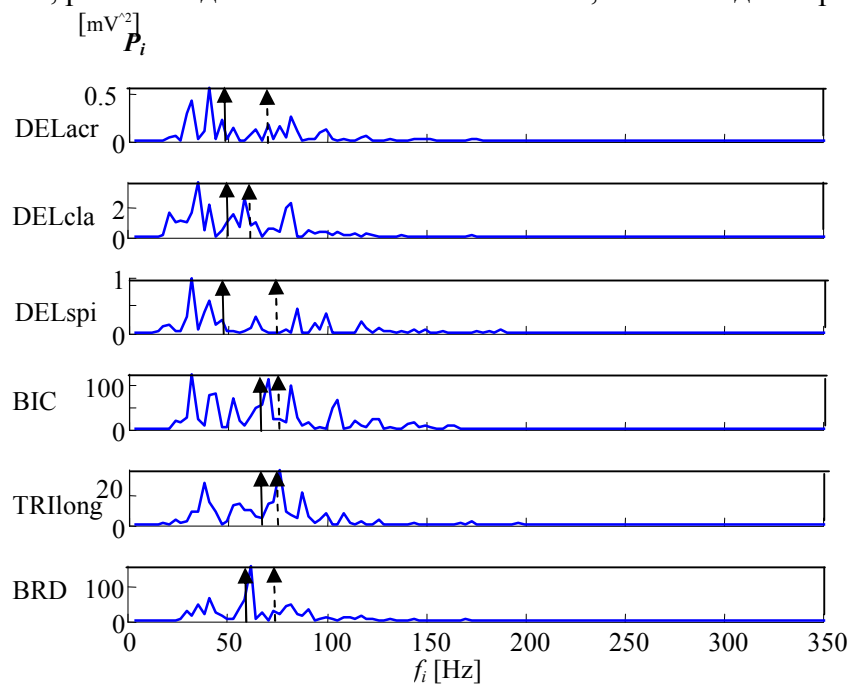
Някои автори (Toffola et al., 2001; Yao et al., 2015) твърдят, че промените в мускулите на горния крайник след инсулт засягат предимно бързите, големите ДЕ, в резултат на което средната честота на ЕМГ сигнала намалява. За да се провери тази хипотеза обаче трябва да се изследват бързи динамични задачи, при които е необходимо активирането на бързите ДЕ. Твърди се, че бързото Фурие преобразование е достоверно, ако сигналът е стационарен. Някои автори обаче демонстрират, че техниката може да се използва и за динамични задачи, стига времевите интервали, в които се извършва бързото Фурие преобразование да са достатъчно къси, за да се смята, че сигналът в тях е квази-стационарен (Knaflitz and Bonato, 1999; Potvin and Bent, 1997; Thongpanja et al., 2013; Shankar et al., 1989). Нашите движения **FSP** и **FSPLoad** са с бавна скорост, удобна за всяко подопитно лице, затова беше прието, че са подходящи за изследване на мощностно-честотния спектър.



**Фигура 3.25.** Обработка на ЕМГ сигнали на шестте мускула – сигналите са филтрирани и нормализирани. П8 – FSP, дясна увредена ръка. Отдясно е показан само интервала на втората флексия и начина на определяне на времевите интервали.

Изследвани са всички пациенти и здрави субекти и всички мускули. ЕМГ сигнали бяха филтрирани и нормализирани спрямо регистрираните максимални контракции на мускулите от задачите **DIN** и **MIC**. От записаните три опита на флексия беше избран един. Критериите за селекцията бяха по-малко шум и липса на артефакти и ясно начало и край на движението – Фиг. 3.25. На Фиг. 3.25 В е показан само част от експерименталния запис, където се вижда втория опит на флексия. От този запис, както и от видеото към програмата на NORAXON, бяха определени началото и краят на движението –  $t_{start}$  и  $t_{end}$ . След това бяха определени равни интервали от 512 точки, което е 0.3407 s. Първият интервал е  $[t_{start}-0.3407, t_{start}]$ , т.е. предхождащ началото на движението, подготвителен интервал. Вторият интервал беше  $[t_{start}, t_{start}+0.3407]$ , третият -  $[t_{start}+0.3407, t_{start}+2*0.3407]$ , и т.н. до  $t_{end}$  (Фиг. 3.25 В). Тъй като последният интервал е винаги по-малък от 0.3407 s той се продължава програмно с необходимия брой точки докато стане точно 0.3407 s.

Така се получава поредица от равни интервали, чийто брой е различен за различните изследвани лица. Минималният брой на времевите интервали е 5 а максималният 10. За всеки интервал се прави мощностно/честотен анализ – Фиг. 3.26 – и се изчисляват следните параметри: средна честота (**MNF**), медиана (**MDF**), максимална мощност (**MPw**) и площта под функцията (**APw**). Сравнението между средната честота и медианата ясно показва следния факт – винаги средната честота е по-висока от медианата. От 3822 сравнени случая имаше само 8, при които се наблюдава обратното, но с много малки стойности, т.е. тогава двете честоти са почти равни. И двете честоти са в рамките от 17.58 Hz до 189.38 Hz за флексия с и без тегло за всички пациенти и за всички здрави доброволци за лява и дясна ръка. За всеки параметър са изчислени 3822 стойности. Примери за един пациент са дадени на Фиг. 3.27 и Фиг. 3.29. Статистиката на тези параметри не е елементарна, тъй като броят на времевите интервали е различна за различни субекти, различни движения – с или без тежест, за лява и дясна ръка.



**Фигура 3.26.** Мощност-честотна функция за всички мускули за интервала от  $t_{\text{start}}=25.71\text{ s}$  до  $t_1=26.051\text{ s}$  Средна (непрекъсната линия на стрелката) и медиана (прекъсната линия на стрелката) на мощността на сигнала, показан на Фиг. 3.25 В – П8, дясна, засегната ръка, FSP.

Трябва да се отбележи, че повечето минимални и максимални стойности са изчислени по време на първия времеви период – подготвителния период. Има само едно изключение за здравите субекти и 3 изключения за пациентите. Това може да се дължи на грешка в определянето на началото и края на движението. С малки изключения максималните стойности на двете честоти са изчислени за мускулите флексори **BIC** и **BRD**, а минималните стойности за **DEL** и **TRllong**.

За повечето изследвани субекти се наблюдава период на подготовка – първият период, преди стартиране на движението. Медианата и средната честота са по-големи за този период отколкото за втория, когато движението започва, а много често са и най-високи измежду всички интервали. Това се документира и за двете ръце. За мускул **BRD** имаше само едно изключение от 120 случая. Този подготвителен период се наблюдава и за другите мускули: ляв **DELacr** (76.67% от всички изчислени стойности) и ляв мускул **TRllong** (86.67% от всички изчислени стойности). Подготвителният период се наблюдава и за някои от пациентите (Фиг. 3.27). Най-очевидно беше сравнението между **MDF** за първия и втория интервал за мускула **BRD**. Процентът на случаите, когато **MDF** беше по-

висока в първия интервал отколкото във втория са: 90% за десен **BRD** и 65% за ляв **BRD**. За **BIC** тези проценти са: 60% за ляв **BIC** and 70% за десен **BIC**.

Изчислената **MDF** за засегнатата ръка на П1 беше между 39 Hz и 59 Hz; за П2 между 29.78 Hz и 44.92 Hz; и за П4 между 31 Hz и 42 Hz, но при останалите пациенти стойностите бяха като на здравите участници. Следователно извод за намаляване на средната честота и медианата може да се направи само за 3 пациента от 10. Не може да се посочи ясна причина за това. Общото между тези трима пациента е, че техният инсулт е станал преди много време, но те все още имат контрактури в ръката. В общия случай не може да се извади едно заключение за влиянието на допълнителното тегло върху китката върху пресметнатите параметри.

За здравите субекти разнообразието от честоти също е широко. Някои (например С1) имат ниски честоти за всички мускули (под 70 Hz) докато други (С5, С6, и С8) имат честоти около 160 Hz за **BRD** и **BIC** по време на първия интервал.

Параметрите **MPw** и **APw** имат сходно поведение тъй като площта се доминира от максималната стойност на мощността в съответния времеви интервал (Фиг. 3.29). За здравите субекти минималните стойности на **MPw** и **APw** почти винаги бяха изчислени за първия интервал. Имаше само две изключения от 60 за флексорите **BIC** и **BRD**, за които вместо за първия интервал минималната мощност е изчислена за втория интервал. От останалите мускули най-много изключения имаше за мускул **DELspi**, който по принцип не е много активен при лакътна флексия (Фиг. 3.29). Мощността на мускулите флексори **BIC**, **BRD** и **DELcla** в началото на движението е минимална и започва да нараства в следващите интервали. Максималната мощност е изчислена за последния или предпоследния времеви интервал, мощността на мускулите **DELspi** и **DELacr** е пренебрежимо малка. Най-голяма мощност е изчислена за **BIC** и **BRD**. За някои субекти мощността на **DELcla** нараства малко с извършване на лакътната флексия. Минималната стойност на мощността беше приблизително нула и нараства до 3159.6 au за **BIC** (лява ръка на С13, движение **FSPload**). Най-голямо нарастване на мощността беше изчислено за **BIC** и **BRD** следвани от **DELcla**. Понякога мощността на **TRPlong** също се увеличаваше по време на последните два интервала. Не беше намерена статистически достоверна разлика между лявата и дясната ръка на здравите субекти или когато движението се извършва с или без тегло.

Що се отнася до здравите субекти не може да се твърди, че лявата и дясната ръка използват еднакви стратегии. Най-много мощност генерират **BRD** и **BIC**, но и мускул **TRPlong** също показва някаква активност в средата и в края на движението. Тоест, една малка антагонистична ко-контракция е типична за пълна лакътна флексия даже и при здрави хора.

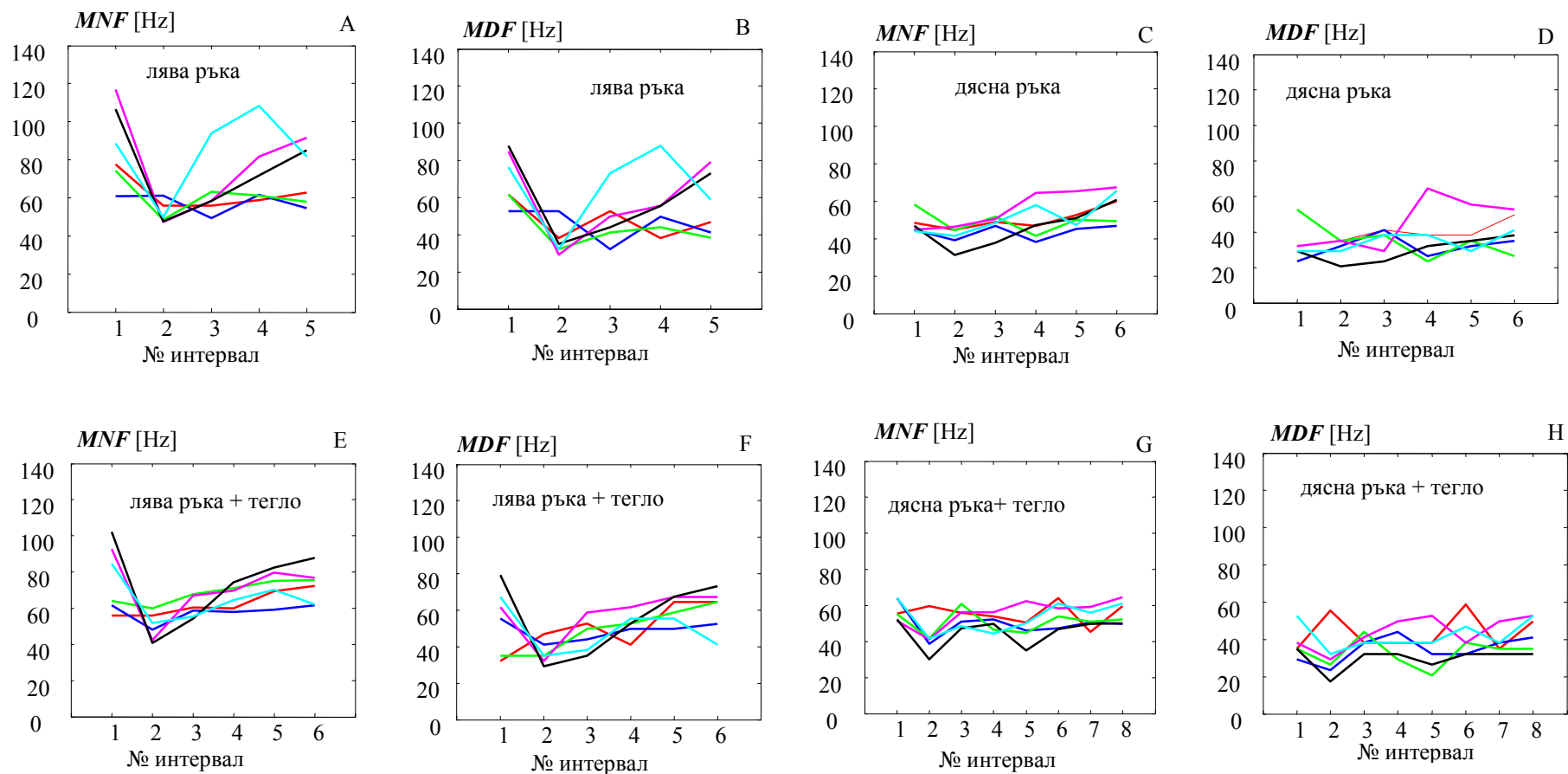
За пациентите прекарвали инсулт наблюденията относно минималните стойности на мощността са сходни – минималните стойности почти винаги се достигат по време на първия интервал. Има 4 изключения за мускул **BRD** от 32 и едно за **BIC**. При тези изключения минималната стойност се достига по време на втория интервал. Най-много изключения има за мускул **DELspi** – 10. За него понякога минималната стойност се достига по време на последния времеви интервал. Минималните мощности на мускулите на увредената ръка бяха значително по-големи от тези на незасегнатата ръка. Същото се отнася и за максималните стойности – всички бяха по-високи при засегнатата ръка. Съществена мощност беше изчислена също и при трите глави на мускул **DEL**. За 8 пациента мощността на **BIC** и **BRD**, а понякога и на **DELcla** бяха няколко пъти по-големи от съответната мощност в здравата ръка. За някои пациенти тази разлика достига 150 пъти. За двама пациента (П4 и П10) се наблюдава нарастване и на мощността на мускул **TRPlong** по време на последните времеви периоди, но това нарастване не е значително за да се счете като абнормално.



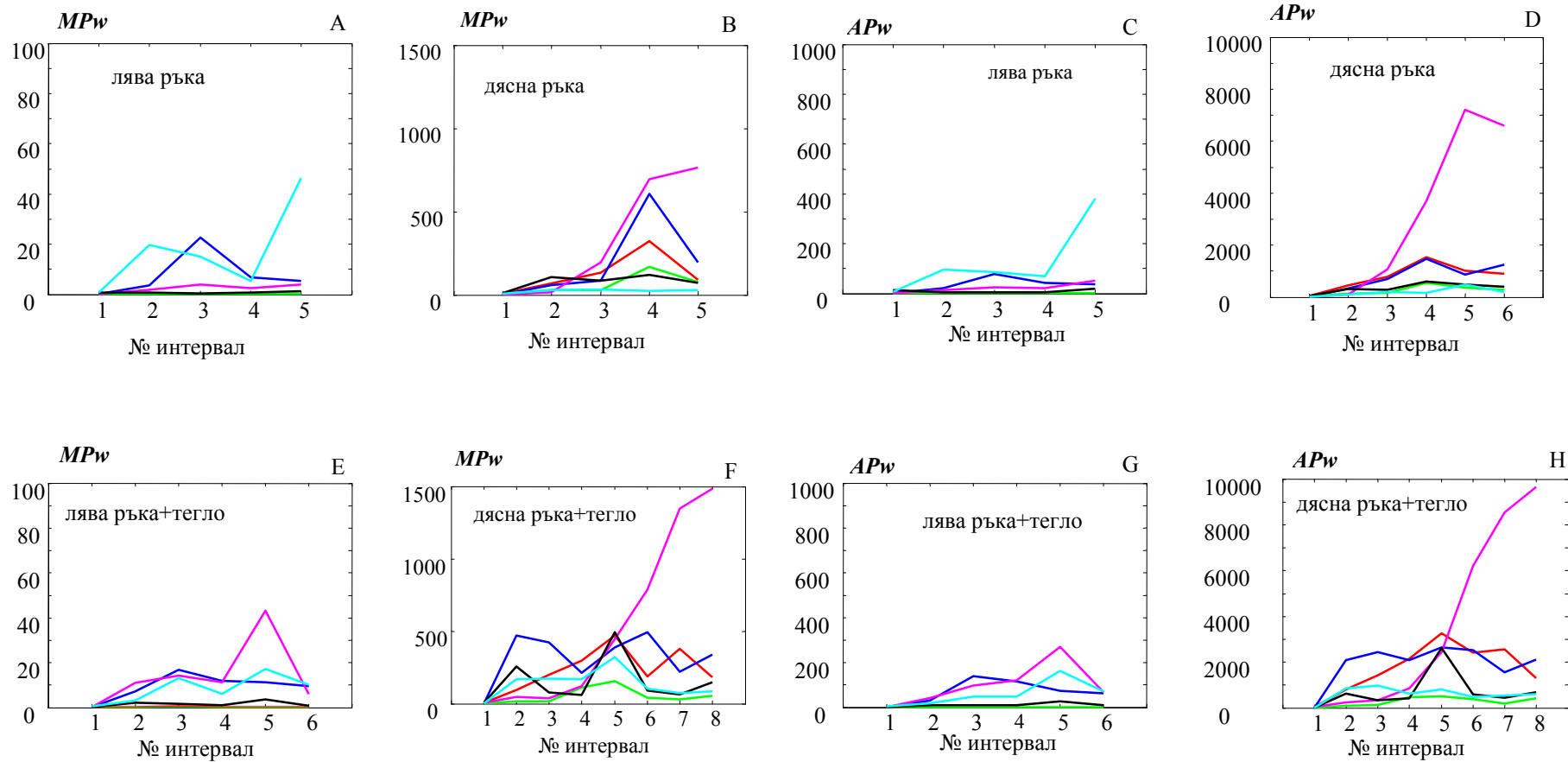
Данните за четирите изчислени параметъра бяха обобщени, пресмятайки техните средни стойности отделно за пациенти и за здрави лица, но само за три интервала – първия (подготвителния период), втория (началото на движението) и последния (края на движението). Тези три времеви интервала са равни и се предполага, че положението на ръката е сходно за всички изследвани субекти. Минималните стойности за **MNF** и за **MDF** се достигат в повечето случаи по време на втория интервал. Техните максимални стойности за здравите субекти се достигат преди всичко по време на първия период, но тази тенденция за наличие на подготовка липсва при повечето пациенти. Изключенията има за мускулите **DELacr**, **DELspi** и **TRPlong** вероятно защото те не участват много в движението лакътна флексия в сагиталната равнина. В повечето случаи минималните стойности на параметрите **MPw** и **APw** са изчислени по време на първия период и техните стойности нарастват до края на движението.

Независимо от казаното по-горе могат да се направят някои ясни заключения. **MNF** е винаги (с изключение на 3 от 3822 случая) по-висока от **MDF** както за здрави субекти, така и за пациентите. Това доказва, че спектърът на ЕМГ сигнали не се променя съществено след инсульта, т.е. съотношението между ниски и високи честоти както и формата на мощност/честота функцията не се е променила. Stulen и DeLuca (1981) твърдят, че **MDF** се влияе по-малко от случаен шум и повече от умора на мускулите, но тези два ефекта са еднакви за двете ръце на пациентите.

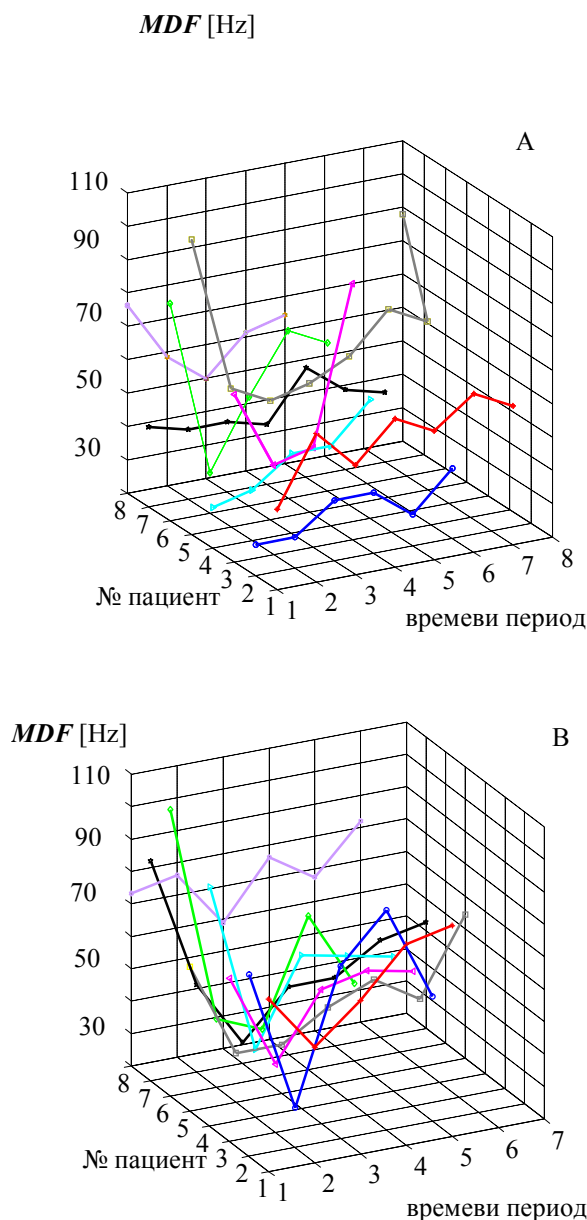
В предишни изследвания (Doheny et al., 2008; Gerdle et al., 1990; Hagberg and Hagberg, 1989) се твърди че по-високата честота е свързана с по-голяма мускулна сила. В много от нашите случаи **MDF** и **MNF** бяха най-високи в подготвителния интервал (Фиг. 3.27 – А, В), особено това се отнасяше за мускулите **BIC** и **BRD**, които извършват движението флексия в лакътната става. В този интервал ръката е неподвижна в референтна позиция и сила в мускулите не се развива. Тъй като ръката трябва да е във фиксирано неподвижно, но стабилно положение, вероятно всички мускули се напрягат. Но трябва да се отбележи, че мощността в първия интервал е почти винаги около нулата за всички мускули (Фиг. 3.29). Този период на подготовка не може да бъде обяснен с наличието на шум, както и с начина на нормализация на ЕМГ сигнали, тъй като той се появява при почти всички изследвани субекти. Първият интервал е винаги 0.3407 s преди началото на движението и може да се смята като статична фаза. Тази фаза на подготовка се наблюдава и при пациентите, но не при всички и основно за **BRD** (П9 – за лява засегната ръка; П6 – за лява здрава ръка; П10 – за лява засегната ръка).



**Фигура 3.27.** Средна (*MNF*) и медиана (*MDF*) за пациент П2 по време на лакътна флексия на лява и дясна ръка без (*FSP*) и с тегло от 0.5 kg поставено на китката (*FSPload*). Следните цветове са използвани за 6-те мускула: червено – *DELacr*, синьо – *DELcla*, зелено – *DELspi*, магента – *BIC*, черно – *TRllong*, циан – *BRD*. Увредената ръка на този пациент е дясната.



**Фигура 3.29.** Максимална мощност ( $MPw - [mV^2]$ ) и площта под функцията мощност/честота ( $APw[mV^2.Hz]$ ) за един пациент (П2, дясна увредена ръка) по време на лакътна флексия на дясна и лява ръка без ( $FSP$ ) и с тегло от 0.5 kg поставено на китката ( $FSP+load$ ). Цветовете са същите както на Фиг. 3.27.



**Фигура 3.31.** Изчислени стойности на **MDF** на мускул **BRD** за осем пациента с дясна увредена ръка за движението **FSP** за всички времеви интервали. А. Дясна ръка В. Лева ръка. За различните пациенти се използват различни цветове.

Има разлики в разпределението на **MNF** и **MDF**, когато движението се извършва с или без допълнително тегло (Фиг. 3.27 първи ред в сравнение с втори ред), но тези разлики не са съществени и не може да се определи някаква ясна тенденция.

На Фиг. 3.31 са дадени изчислените стойности на медианата за всички времеви интервали за осемте пациента с увредена дясна ръка – А. дясна ръка, В. лява ръка. Движението е **FSP**. Броят на интервалите за различните пациенти е различен. Вижда се тенденцията към увеличаване на честотата. Вижда се и, че много пациенти имат подготвителен период – честотата в първи интервал е по-голяма от честотата във втори интервал. Но има и изключения.

## Дискусия

Една от целите на дисертационната работа беше да се разработят: експериментална процедура, базирана на отведени повърхностни ЕМГ сигнали от мускули на горните крайници при пациенти преживели мозъчен инсулт и начини на тяхната обработка и визуализация, за да се оцени мускулния дефицит. Съществена трудност за изпълнение на задачата е фактът, че съществуват разлики в двигателните стратегии на лява и дясна ръка (съответно доминантна и недоминантна) даже и при здрави хора (Diederichsen et al., 2007). Тези разлики трябва да се вземат предвид, за да не се направят грешни изводи. Например Gemperline et al. (1995), Hu et al. (2006) и McNulty et al. (2014) твърдят, че средната честота на засегнатите мускули при статични задачи намалява, но ние намерихме ниски честоти и при мускули на здрави доброволци.

В изследването взеха участие 15 здрави доброволци и 10 пациенти с диагноза исхемичен мозъчен инсулт, от които 8 със засегнат десен горен крайник и 2 със засегнат ляв. Подборът на участниците с неврологичното заболяване с цел създаване на хомогенна група беше дълъг и труден процес, както споменават и много други автори (Graham L. A., 2013; Kent T. A. et al. 2001; Quandt F. and Hummel F. C., 2014; Takeuchi N. and Izumi S., 2013.; Tropea P. et al., 2013). Много от кандидатите, които бяха потенциално подходящи за експерименти нямаха желание и мотивация за участие. Много от желаещите, осъзнали предимствата от едно такова обективно изследване, пък не се вписваха в критериите за участие, а именно: първи исхемичен мозъчен инсулт; контралатерална хемипареза; да са под 70 годишна възраст; да са способни да изпълнят зададените двигателни задачи, но да не са напълно възстановени; да са съхранили разбиранетето си за човешката реч; да са контактни; да нямат съпътстващи неврологични заболявания. Като и други автори твърдят и ние установихме, че даже и след дълъг подбор на пациенти е невъзможно да се получи достатъчно хомогенна група от гледна точка на вида и давността на инсулта, вида и размера на увредената мозъчната тъкан (Quandt F. and Hummel F. C., 2014; Tropea P. et al., 2013) и степента на възстановяване (Takeuchi N. and Izumi S., 2013). Затова е трудно да бъдат направени ясни изводи за промените в структурата и управлението на мускулите вследствие на заболяването.

Експерименталната постановка не трябва да е много дълга, за да не се изморяват пациентите, но с изпълняваните задачи трябва да може да се оценят мускулната координация, прецизността на изпълняваните движения, максимално възможната сила, уморяемостта и т.н. Задължително трябва да има максимални изометрични задачи, с които да се запише максималната амплитуда на ЕМГ сигнали на отделните мускули, за да може в последствие да се нормализира спрямо тях. Избраните двигателни задачи са баланс между всички тези изисквания. Може движението флексия/екстензия в лакътната става в хоризонталната равнина, което не дава някаква нова информация да бъде заменено с абдукция/аддукция или флексия/екстензия в раменната става. Допълнителното тегло от 0.5 кг поставено на китката е достатъчно, за да предизвика умора в някои от мускулите и не е много голямо, за да е проблем при изпълняване на двигателните задачи от пациентите.

Експерименталната постановка трябваше да се съгласува с ограниченията, които налага системата на Noraxon, с която работихме. На разположение имахме 8 канала. Оставаше въпросът колко и кои лесно достъпни, повърхностно разположени мускули на горния крайник да изследваме. Трябваше да се обхванат прости движения от ежедневието, които обаче са затруднени след инсулт. Възстановяването на мускулните движения се осъществява от проксимално към дистално направление, т.е. първо се възвръща силата и координацията на мускулите в раменна става, после в

лакътна, киткена и малките стави на ръката, затова избрахме големите стави. Знае се, че пациентите правят контрактури от флексионно-пронаторен тип и затова флексорите бяха основно изследваните мускули. За да се изследва координацията им обаче трябваше да се записва и ЕМГ сигнал от антагонистите им. Чисто анатомично *m. deltoideus* и *m. triceps brachii* позволяват запис от съставлящите ги глави. При първия мускул този запис е резонен, тъй като трите му глави са така разположени около раменна става, че придърпват мишницата под различен ъгъл и действат в различни направления. При втория мускул след няколко пилотни записа с пациенти и здрави лица се видя, че ЕМГ записи от **TRlat** не са много информативни. Освен това тя действа само в лакътна става за разлика от **TRlong**. Едновременно с това забелязахме, че при флексия в лакътната става се извършват едновременно отчетливи движения в раменна става. Ето защо беше решено да се замени каналът, с който записваме ЕМГ сигнал от **TRlat** и на негово място да записваме два ъгъла в раменна става с 2D гониометър в направления флексия/екстензия и абдукция/аддукция.

Установихме ясно наличие на ЕКГ сигнал в ЕМГ сигнали на мускулите **DELcla** и **DELspi** от лявата страна на изследваните лице. Досега в литературата не бяха намерени примери за наличието на такъв шум. Това наложи използването на специален филтър. В бъдеще е хубаво да се поработи повече върху този проблем.

При диагностиката и рехабилитацията се използват различни оценъчни таблици – тестове и количествени методи за оценка на пораженията в двигателната дейност при инсултни болни пациенти (Fugl-Meyer et al., 1991; Sanford et al., 1993). Те са базирани на общи наблюдения и субективни преценки. Подходящо обработените повърхностни електромиографски сигнали могат да дадат количествена, обективна оценка на увредите в мускулите, на нарушената координация между мускулите, на ефективността от съответно приложените рехабилитационни методи. Нашето изследване обаче показва, че трудно се намира параметър, който да е лесен за изчисляване и използване като показател за степента на увреда и за прогреса в рехабилитацията от неспециалисти. Най-подходящия параметър е мощността на спектъра при динамични двигателни задачи (Angelova et al., 2018). Това изисква обаче използването на **FFT**, т.е. на специфично програмно осигуряване. По принцип типа на обработка на ЕМГ сигнали зависи от вида на електродите (някои от тях – като най-новите на **NORAXON** имат вградени предусилватели и филтри). Със сигурност обаче е необходим филтър, който да премахва честотите от 0 до 20 Hz, за да се премахне шума от движението на електродите. Ако се отвеждат ЕМГ сигнали от мускулите около раменната става на левия крайник е необходим филтър за премахване на електрическата активност на сърцето.

Съществуват и неясноти около нормализацията на ЕМГ сигнали. В Raikova et al. (2011) е използвано нормализиране съгласно референтната позиция. При нашето изследване беше използвано нормализиране на ЕМГ сигнали спрямо нивото на сигнала по време на максимални изометрични контракции (De Luca S. J., 1997). Обаче максималната изометрична сила за различните хора може да бъде регистрирана при различни изометрични задачи и при различни позиции на горните крайници. Особено това се отнася до пациентите, чиито мускули са слаби и в някои случаи задачите за максимална мощност са дори болезнени. Например, наблюдавахме, че **BRD** може да достигне своята максимална сила или по време на задачата **DIN** или по време на **MIC**.

Като се има предвид измерения размах на движенията на раменната става допълнителното натоварване не повлиява по еднакъв начин движенията на раменете. Когато сравняваме диапазоните на движенията между пациентите и здравите лица се видя, че пациентите имат по-големи амплитуди на движение в рамото, въпреки че задачата е флексия в лакътя. Тази нестабилност на раменната става може да се дължи

на нарушение в синхронизацията между мускулите антагонисти или на слабост на мускулите, които изпълняват задачите. Вероятно е необходима допълнителна сила при сгъването на лакътя, заради слабостта на сгъвачите, поради което пациентите си помагат с махаловидното движение в рамото. Подобни изводи са направени при движения за докосване на цел (Cirstea et al., 2003; McCrea et al., 2005).

Други трудности при правенето на общи заключения относно промените в двигателния апарат на оцелелите след инсулт са естествените разлики между левите и десните ръце на здравите хора. Очевидно честотният спектър на ЕМГ сигнали на различните мускули са различни; мускулите на хората се състоят от различен процент бавни и бързи двигателни единици (в зависимост от пола, тренираността, възрастта и т.н.). Независимо от нашите очаквания и твърденията на други автори, статистическият анализ показва, че няма статистическа значима разлика в **MDF** между доминантната и не доминантната ръка за здрави хора по време на едноминутния тест за умора.

От резултатите, показани на Фиг. 3.24, може да се заключи, че по принцип мускулите на засегнатия крайник (по-специално на **BIC**) достигат по-голям процент от тяхната максимална възможна сила от тези на незасегнатия крайник. Следователно, пациентите използват повече сила от мускулите на засегнатите крайници, за да извършват движения. Подобни тенденции могат да се видят и при крайниците на пациентите, които не са засегнати от инсулт, т.е. промени има и в тях. Може да се види също, че **DELcla** има голямо участие в задачата **FSPLoad** с увредения крайник, въпреки че е раменен мускул, а движението е сгъване в лакътя. Разликите в размаха на движенията на раменната става винаги са статистически значими, с изключение на един случай – по време на изпълнение на движението **FSP** с лявата ръка. Това сравнение показва, че пациентите използват различни стратегии за движение на горния крайник. От Фиг. 3.24 обаче не може да се заключи, че антагонистичната коактивация се увеличава в увредения крайник, тъй като нито **TRllong**, нито **DELspi** увеличават активността си в него. При здрави доброволци ситуацията и за двата крайника е доста подобна на Фиг. 3.24 В. Няма очевидни големи разлики в стратегиите за движение между дясната и лявата ръка за здравите субекти.

Също така от изчислените стойности на **MDF** и **MNF** за здрави субекти може да се види, че тези стойности за всички мускули, освен за мускулите **BRD** и **DELcla**, намаляват за повечето от участниците в края на задачата за двата крайника. Следователно мускулите **BRD** и **DELcla** са по-малко изморени. Останалите мускули са по-засегнати от умората, тъй като те са мускулите, които основно участват в поддържането на рамото по време на задача **Fatigue**. Изненадващо, не се наблюдава значителна умора за засегнатите ръце на пациентите, т.е. **MDF** и **MNF** не намаляват значително за мускулите на засегнатата ръка след едноминутното поддържане на позата. За разлика от здравите индивиди, за повечето от пациентите **DELcla** е по-изтощен вероятно, защото неговите синергисти са слаби и този мускул поема тежестта на ръката в по-голяма степен.

След инсулт има функционални промени в мозъка, а следователно и в активността на двигателните единици. Твърди се, че връзката между големината на мотоневрона и броя и големината на мускулните фибри, които той инервира е повредена и се извършва някаква реорганизация (известна като невропластичност) – Mazavet et al., 2003; Nudo, 1999. Намалена е масата на мускулите на увредената ръка, което се смята, че се дължи на намаляване на броя, размера и типа на двигателните единици. Синхронизацията на двигателните единици намалява (Farmer et al., 1993) и честотата на тяхното активиране също – Gemperline et al., 1995; Hu et al., 2006; McNulty et al., 2014. В нашето изследване се вижда, че силата на мускулите на увредената ръка намалява, но като че ли първопричината не е намаляване на масата, а лошата

координация на мускулите и лоша последователност на ставните ъгли. Ние доказахме, че почти винаги средната честота е по-висока от медианата, както за здрави доброволци така и за пациенти (имаше само 3 изключения). Това показва, че основните характеристики на мощностно-честотния спектър не се променят при засегнатите мускули. Честотата на мускулите при някои не добре рехабилитирани пациенти намалява. Обаче подобни ниски честоти се забелязват и при здрави доброволци.

Повечето от изследванията на пациенти преживели инсулт са по време на статични, изометрични задачи, тъй като се смята, че честотния анализ е точен, когато сигналът е стационарен (Hostens et al., 2004; Knaflitz and Bonato, 1999). Обаче след като се твърди, че инсултът засяга предимно бързите двигателни единици, то изследването на тези промени може да стане по време на динамични задачи. Връзката между различните видове двигателни единици и спектралните характеристики на ЕМГ сигнали са коментирани в литературата (Walkeling and Rositis, 2004), но по време на постепенно нарастване на изометрични контракции на мускулите екстензори на долните човешки крайници. Малко се знае обаче за промените на спектралните характеристики по време на динамични задачи със средна скорост. Hostens et al. (2004) твърдят, че може да се направи успешен честотен анализ използвайки **FFT** и при динамика, стига да се използват малки времеви интервали, в които сигналът да е квазистатичен. Затова ние разделихме времето за извършване на флексия в лакътната става на равни интервали от 0.3407 s където се извършва честотния анализ. Още едно мнение бихме споменали – на Shankar et al. (1989) – “мощностният спектър може да се използва за проследяване на електрофизиологичните характеристики на един мускул по време на динамични контракции, както в случай на статични контракции”. Трябва да се отбележи, че много рядко се използва точната стойност на мощността – тя обикновено се дели на максималната стойност. В нашите изследвания обаче, ЕМГ сигнали първоначално са нормализирани на максималната амплитуда измерена по време на максималните изометрични задачи. Ето защо ние можем да правим изводи за промяната на стойността на мощността и да я сравняваме измежду отделните мускули.

## **Заключение**

Електромиографският метод е подходящ неинвазивен метод за изследване на промените в мускулната активация, координация, синергизъм и антагонистична ко-контракция. Тъй като ЕМГ сигнал е сумарен от активационните потенциали на всички ДЕ, които са разположени под електрода, чрез него може да се съди за активността на отделните групи ДЕ – бавни, бързи. Съществуват обаче обективни трудности при използването на ЕМГ сигнала. Той е шумоподобен и зависи от много индивидуални фактори: съпротивление на кожата, място на поставяне на електродите, вида на електродите, вида на записващата апаратура, наличието на артефакти от движение на електродите и наличието на други електрически сигнали и т.н. Затова начинът на обработка на сигналите е много важен. Използваните аналогови и числени филтри трябва да не повреждат ЕМГ сигнала, а да премахнат паразитните сигнали. Усредняването трябва да се прави за подходящ времеви интервал, така че сигналът да е по-гладък, а динамичните му промени да бъдат все още видими. Много важно за сравнение на активността на различните мускули е подходящото нормализиране на ЕМГ сигнала. За тази цел в биомеханиката се използват максимални изометрични съкращения. Трудно е да се намери за всеки изследван мускул подходяща двигателна задача, при която да се регистрира максимално изометрично напрежение. Още по-трудно е това при пациенти прекарвали инсулт поради съществуващите контрактури на мускула, отслабнала мускулатура и затрудненост при волевото контролиране от пациента на мускулната сила. Освен амплитудата на ЕМГ сигнала често използваните



начини за намиране на количествена оценка на активността на мускулите е намирането на амплитудно-честотна или мощностно-честотна функция за определен времеви интервал чрез използването на **FFT** анализ. Най-често използваните параметри са площ под тези функции, средна честота и медиана. Обикновено тези функции се нормират по максимална амплитуда, съответно мощност. Ако максималната амплитуда или мощност са предмет на сравнение между различни мускули, то преди да се направи **FFT** анализ ЕМГ сигнали трябва да се нормализират. Медианата и средната честота са показател за това коя група ДЕ се активира преобладаващо. Тези показатели се използват също и за идентифициране на умора, тъй като се смята, че и двата параметъра намаляват при наличие на умора.

Някои автори, изследвали мускулите на засегнатите крайници на пациенти преживели инсулт твърдят, че средната честота и медианата намаляват в сравнение с тези на здравата ръка. Като това им позволява да твърдят, че инсултът засяга предимно бързите, големи и силни ДЕ (Toffola et al., 2001; Yao et al., 2015). Други автори обаче не намират такава зависимост. Причините за това са много. Първо – твърди се, че и в мускулите на контралатералната (здравата) ръка има промени в резултат на инсулта, поради многобройните връзки между невроните в главния мозък. Второ – естествената разлика между мускулите на лява и дясна ръка, съответно доминантна и недоминантна. И трето и най-важно – въпреки продължително селекциониране на пациенти не може да се подбере една хомогенна група от пациенти – с един и същ тип инсулт, еднаква локация в мозъка, един и същ начин на третиране на инсулта след акутната фаза, еднаква рехабилитация. Изискванията към пациентите са многобройни – да могат да изпълняват движенията от опитната постановка, да не са с напълно възстановена двигателната функция на горния крайник, да подпишат сами “информирано съгласие”, да са контактни, да разбират говор и т.н. Трябва да се отбележи, че бяха изследвани повече пациенти, но поради неизпълнение на някои от условията не бяха включени в настоящата дисертация.

Измервателната система на NORAXON, с която разполагаме, има основно ограничение в броя на записваните канали – 8. В началото избрахме да записваме сигналите на 7 основни повърхностно разположени мускула, задвижващи лакътна и раменна става. В процеса на изследване обаче забелязахме, че има съществена разлика в движенията в раменната става на увредената ръка на пациентите. Въпреки, че повечето експериментални задачи бяха свързани с флексия/екстензия на лакътната става, повечето пациенти си помагаша с изнасяне на ръката напред и встрани чрез раменната става. Затова решихме да заменим малко информативния мускул *m. triceps brachii caput laterale* с ъгли в раменната става. Така 7 и 8 канал за останалите пациенти записваха ъглите флексия/екстензия и абдукция/аддукция в раменната става.

Избраните 20 двигателни задачи – по 10 за всяка ръка с продължителност една минута – са оптималният брой имайки предвид, че между всяка задача има почивка и обяснение за следващата задача, а като се извършат 10-те задачи с доминантната (увредената) ръка е необходимо време да се махнат датчиците и да се поставят нови на другата ръка. Така времето за експеримента с един човек е около час и половина, два. Тази времепродължителност на експериментите е на прага на умората и издръжливостта на пациентите. От друга страна имаме задачи за измерване на максимално изометрично напрежение с цел нормализация, две статични задачи – една за референтна позиция и една за документиране на умора, и 6 динамични задачи с цел да се изследва координацията на мускулите. От динамичните задачи 4 са едноставни движения: **FSP**, **FSPLoad**, **FHP** и **FHPLoad** с цел да имаме по-отчетлива картина на синергистична и антагонистична контракция на мускулите. Трябва да се отбележи, че даже и при едноставните движения – флексия/екстензия в лакътната става, тези

движения са съпроводени с пронация/супинация в лакътната става и движения в раменната става.

Основният извод, до който достигнахме, е наличието на голяма **индивидуалност** както при пациентите, така и при здравите подопитни лица. Почти няма изследван параметър, по който могат строго да се отдиференцират пациенти от здрави субекти, засегнатата ръка от здрава ръка. Изчислените параметри – средна честота и медиана варират в широки граници както за пациентите, така и за здравите субекти. За няколко пациента се наблюдава намаляване на честотите във всички мускули в засегнатата ръка – П1, П2, П4 и П7 (Таблица 3.7). За тях може да се обобщи, че имат голяма давност на инсульта, но още не са добре възстановени и имат нисък коефициент на Фугл-Майер.

Със сигурност може да се направи изводът, че антагонистичната ко-контракция не се увеличава – това се вижда от изследванията на движението флексия в лакътната става – Фиг. 3.24. Активността на мускула **TRIIlong** не нараства в засегнатата ръка. Общ извод е и компенсирането на невъзможността да се извърши дадена двигателна задача в лакътната става с движение в раменната става. Очевидно раменните мускули са по-малко засегнати от инсульта или по-лесно се рехабилитират.

Интересно поведение има параметърът мощност и по-специално максималната мощност **MPw**. Той нараства много в засегнатата ръка при изпълнение на движението лакътна флексия. Изводите, които можем да направим, обаче, трябва да са предпазливи, тъй като този параметър зависи от нормализационните коефициенти.

Друг феномен, който трябва да се отбележи е наличието на подготовка на мускулите за започване на движението. При повечето изследвани лица честотата в първия, подготвителния времеви интервал, секунди преди да започне движението, е по-висока отколкото във втория интервал, когато започва движението. Липсата на такава подготовка при пациентите в засегнатата ръка е доказателство за увреда на ниво мускулен контрол.

## Изводи

1. Избрани са адекватни задачи за установяване двигателния дефицит в засегнатата ръка на пациенти преживели инсулт. Две от задачите – **Ball** и **Nose** са сложни, не са достатъчно информативни и могат да се заменят с флексия/екстензия и абдукция/аддукция в раменна става.
2. Подбрани са подходящи повърхностно разположени мускули на горния крайник с достатъчно информативна електромиографска активност и при засегнатия крайник на пациенти преживели инсулт.
3. Изследваните параметри – ъгли и параметри на електромиографския сигнал – при здрави хора и прекарали инсулт пациенти показват голяма индивидуална специфичност и вариативност.
4. Изследвайки спектъра на ненормализирания ЕМГ сигнал, е показано намаление на средната честота и медианата за всички мускули на засегнатия крайник само при трима от 10 пациенти.
5. За да се сравняват всички изследвани параметри на ЕМГ сигнала между двете ръце, както и между изследваните лица, е задължително неговото нормализиране, като за целта трябва да се използват подходящи максимални изометрични задачи.
6. Мощностно-честотният анализ дава достоверна информация за изчислените ЕМГ параметри не само при статични условия, но и при движения с малка скорост, използвайки малки времеви интервали за бързото Фурие преобразование.
7. Координацията на мускулите при засегнатата ръка е нарушена – флексията в лакътната става се извършва с компенсаторни движения в раменната става, мускулите синергисти използват по-голяма мощност, но увеличение на антагонистичната активност няма.
8. Показано е, че след нормализация на ЕМГ сигнала изчисленият параметър мощност е най-информативен за установяване на дефицит в засегнатия крайник.
9. Използвайки мощностно-честотен анализ на нормализираните ЕМГ сигнали за равни времеви интервали от движението флексия в лакътната става беше показано че: средната честота е по-висока от медианата, както при здрави доброволци така и при претърпели инсулт пациенти; честотите през подготвителния времеви интервал са почти винаги най-големи в сравнение с останалите интервали; максималната мощност е почти нула по време на първия времеви интервал и нараства значително в следващите интервали; мощността има най-високи стойности за мускулите флексори, като при пациентите тези величини са по-големи за мускулите на увредената ръка.

## Научно-приложни приноси

1. Създадени са неинвазивна методика и експериментална постановка за изследване на нарушенията в двигателната активност при здрави хора и претърпели инсулт пациенти. Методиката се базира на измерването на два ъгъла в раменната става и повърхностни електромиографски сигнали на мускули на горните крайници и включва 10 двигателни задачи за всеки крайник.

2. Експерименталните данни, получени от изследването на 15 здрави доброволци и 10 претърпели инсулт пациенти, обработени с програми в среда на MATLAB, показаха индивидуални промени в двигателната активност след претърпяния инсулт. Индивидуални различия се наблюдават и при сравнение на двигателната активност на лява и дясна ръка на здравите доброволци.

3. При волеви движения е установен механизъм на адаптация за преодоляване на дефицита в движението и координацията на мускулите в засегнатата ръка на пациентите.

4. Установени са динамичните промени в изследваните параметри на ЕМГ сигнала: средна честота, медиана и мощност на спектъра, за всички експериментални лица, за двете ръце, за равни времеви интервали от движението флексия в лакътната става.

**Списък на научните трудове във връзка с дисертационния труд.**

1. **Angelova S.**, Raikova R., V. Chakarov, H. Aladjov (2013) Estimation of the upper arm motor deficit in stroke patients using EMG signals – A preliminary study. *Series on Biomechanics*, 28, 1-2, 20-27.

2. **Angelova S.K.**, Raikova R., Chakarov V., Aladjov. H. (2012) Estimation of the movement deficit in the upper arm in stroke patients using EMG signals – a preliminary study. In: *International Scientific Conference on Mechanics – MECH2012*, Sofia, Institute of Mechanics – BAS, November 19-22, 2012. pp.16.

3. Raikova R., **Angelova S.**, Chakarov C., Krastev D. (2014) An approach for experimental investigation of muscle activities of the upper limbs (right versus left arm) of healthy subjects and post-stroke patients – a preliminary study. *International Journal Bioautomation*, 18(2) 101-110.

**SJR: 0.250**

4. **Ангелова С.** (2014) Оценка на промените в двигателния контрол на горен крайник на пациенти след инсулт чрез повърхностни електромиографски отвеждания. *Научна сесия за докторанти и млади учени по повод 145-годишнината на БАН*, стр.16.

5. Raikova R., **Angelova S.**, Ribagin S. (2016) Changes in EMG activities of upper arm muscles and in shoulder joint angles in post-stroke patients. *International Journal Bioautomation*, 2016, 20(3), 389-406.

**SJR: 0.250**

6. **Angelova S.**, Ribagin S., Raikova R., Veneva I. (2017) Power frequency spectrum analysis of surface EMG signals of upper limb muscles during elbow flexion – A comparison between healthy subjects and stroke survivors. *Journal of Electromyography and Kinesiology*; 38:7-16. doi: 10.1016/j.jelekin. 2017.10.013.

**IF: 1.510**

**Цитирания:**

Tanaka H., Miyakoshi M., Making S. (2018) Dynamics of directional tuning and reference frames in humans: A high-density of EEG study. *Scientific reports*, 8, 8205.

**IF: 4.61**

Цитирана статия :

**Angelova S.**, Ribagin S., Raikova R., Veneva I. (2017) Power frequency spectrum analysis of surface EMG signals of upper limb muscles during elbow flexion – A comparison between healthy subjects and stroke survivors. *Journal of Electromyography and Kinesiology*; 38:7-16. doi: 10.1016/j.jelekin. 2017.10.013.

## SUMMARY

An ischemic or hemorrhagic stroke destroys the main control functions of human limbs generated in brain, preserving the spine nerve pathway and the muscle-nerve complex of the limbs unaffected. The damage is predominantly in the limb movement control. The estimation of the limb motor deficit can be successfully performed using surface electromyographic signals (EMGs) recorded from suitable surface muscles and joint angles.

The main aim of the thesis is to investigate performance of the upper limb motor tasks of stroke survivors and healthy volunteers comparing affected with non-affected (for patients) and dominant with non-dominant (for healthy volunteers) upper limbs. EMGs from seven muscles and two shoulder joint angles were recorded and processed using a telemetric Noraxon system (Telemetry 2400T G2 - 8 channel electromyography and kinematics measuring system) and self-made programs written in MATLAB. Ag/AgCl surface circle electrodes "Scintact-premier" F-301 of 9 mm diameter were used for EMGs registering. 10 motor tasks with duration of one minute were performed – 2 static tasks (reference position and fatigue test), two maximal isometric tasks (against resistance and with dynamometer), 4 simple dynamic tasks (elbow flexion/extension in sagittal and horizontal plane with and without a load) and 2 complex tasks (putting a ball and nose touching). The processing of the data consists of: filtering, rectification, normalization, smoothing and Fourier analysis.

Twenty five subjects were investigated – 10 post-stroke patients and 15 healthy volunteers. The main conclusion is that there is no such calculated parameter which can distinguish statistically the muscles of the affected from the unaffected limb. The more so, the calculated parameters are different for the dominant and non-dominant limb for healthy people. Each subject has its own individual movement strategy. However, some conclusions can be made: the muscle coordination of the affected limb is disturbed, elbow flexion is performed with compensation movements in the shoulder; during motions the synergistic muscles of the affected limb use much more power than those of the non-affected limb but an increase of the antagonistic co-activation is not observed; for elbow flexion motion in the sagittal plane, using power/frequency analysis and calculating for equal time intervals from 0.3407 s median and mean frequencies and maximal power, it was found that: the mean frequency is higher than the median both for patients and for healthy subjects; a decrease of these frequencies was found for three post stroke patients; calculated frequencies for the first (preparatory) time interval (0.3407s before the start of the flexion) were almost always higher than those for other intervals; the maximal power is nearly zero during the first time interval and then increases; the highest power was calculated for flexor muscles; the power was higher for the muscles of the injured limb; hence this parameter can be used for estimation of the muscle damage.