

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
ЕЛЕКТРОТЕХНИЧКИ ФАКУЛТЕТ

Иван Р. Топаловић

**ПРИМЕНА МУЛТИКАНАЛНЕ
ЕЛЕКТРОМИОГРАФИЈЕ У РЕХАБИЛИТАЦИЈИ**

докторска дисертација

Београд, 2020

UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING

Ivan R. Topalović

**IMPLEMENTATION OF MULTICHANNEL
ELECTROMIOGRAPHY IN REHABILITATION**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2020

МЕНТОР:

др Дејан Б. Поповић – Редовни професор, члан Српске академије наука и уметности

ЧЛАНОВИ КОМИСИЈЕ:

- | | |
|--------------------------|---|
| др Жељко Ђуровић | - Редовни професор, Електротехнички факултет,
Универзитет у Београду |
| др Љубица Константиновић | - Редовни професор, Медицински факултет,
Универзитет у Београду |
| др Надица Миљковић | - Доцент, Електротехнички факултет,
Универзитет у Београду |

Датум одбране: _____

ЗАХВАЛНИЦА

Посебну захвалност дугујем свом професору и ментору, академику др Дејану Б. Поповићу. Несебично деливши своје знање и искуство професор Дејан Б. Поповић је највише утицао на моје академско усавршавање. Својом подршком, саветима и критикама, као и личним примером утицао је позитивно на мој професионални и лични развој.

Захвало бих се професорки Мирјани Поповић, на саветима и смерницама који су такође допринели мом усавршавању. Такође, велики допринос у мом раду и усавршавању је имао професор Стевица Граовац, коме сам захвалан на сарадњи и саветима из домена дигиталне обраде слике.

Захваљујем се члановима комисије на корисним смерницама и саветима.

Део истраживања приказаних у овој тези сам радио у оквиру Лабораторије за биомедицинску инструментацију и технологије (БМИТ), у оквиру Електротехничког факултета, Универзитета у Београду. Захваљујем се др Надици Миљковић и др Милицу Јанковић на корисним саветима и помоћи у раду у лабораторији. Захвалио бих се колегиници Антонини Алексић на сарадњи и подршци и на времену које смо заједно провели у овој лабораторији. Такође се захваљујем и Зорану Ђорђевићу и Браниславу Јурановићу на техничкој подршци.

Други део истраживања рађен је у заводу за рехабилитацију „Др Мирослав Зотовић“. Захвалио бих се професорки др Љубици Константиновић, др Сузани Дедијер и терапеуту Анђи Пијановић у реализацији клиничких истраживања. Посебно сам захвалан пацијентима на њиховом великом доприносу овој тези, својим учешћем у експериментима.

Захвалио бих се др Лани Поповић Манески на сарадњи, заједничким пројектима, саветима и подршци, који су допринели овој тези, али и мом усавршавању.

Захваљујем се компанији Testalia Србија и компанији mBrainTrain на снабдевању неопходном опремом за истраживања, као и на корисним саветима и помоћи у раду.

Ово истраживање је подржано од стране Министарства просвете, науке и технолошког развоја у оквиру два пројекта: „Истраживање и развој амбијентално-интелигентних сервисних робота антропоморфних карактеристика“, број ТР 35003, под руководством професора Вељка Поткоњака и „Развој робота као средства за помоћ у превазилажењу тешкоћа у развоју деце“, број ИИИ 44008, под руководством професора Бранислава Боровца. Захваљујем се руководиоцима пројекта, као и Институту техничких наука при САНУ, који ме је ангажовао као истраживача у оквиру ових пројеката.

Посебно се захваљујем родитељима, брату и пријатељима на безусловној подршци и разумевању на које сам увек могао да рачунам.

Наслов: Примена мултиканалне електромиографије у рехабилитацији

Резиме: Конвенционална површинска електромиографија (сЕМГ) је метод процене мишићне активности. Конвенционални сЕМГ даје локалну слику и јако зависи од положаја електрода у односу на мишић. Да би се добила прецизнија слика мишићне активности погодна је примена матричних електрода и мерење напона између елемента матрице и једне референтне тачке. У овој тези је приказана примена нових типова матричних електрода и унапређења анализе просторно-временске расподеле активности мишића. Резултати тезе омогућују унапређење терапије пацијената са сензорно-моторним дефицитом.

Један циљ истраживања је било унапређење управљањем мултифункционалном трансрадијалном протезом. У истраживањима смо показали да примена 24-каналног минијатурног уређаја (*Smarting, mBrainTrain*, Београд) и електрода са 24 проводна поља дизајнирана у лабораторији у сарадњи са предузећем *Tecnalia Serbia*, Београд омогућује поновљиво снимање ЕМГ мапа. Алгоритам који смо развили користи природну корелацију просторних и темпоралних синергија мишића са кинематиком хода и може директно да се примени за управљање активним мултифункционалним трансрадијалним протезама и роботским хватаљкама.

Друга примена наших метода и инструментације је за праћење опоравка у рехабилитацији пацијената са поремећајима у ходу. Показали смо да метода омогућује праћење елемената симетрије мишићних активности уз истовремено снимање механике хода. Показали смо да ЕМГ мапе омогућују анализу правилности покрета у односу на облик који карактерише правилан покрет.

Трећа примена коју смо развили омогућује да миметички пренесемо активност измерену на здравом екстремитету на паретични или парализовани екстремитет. Ова техника омогућује селективну функционалну електричну стимулацију. Метод смо проверили са новим електродама на пацијентима после можданог удара.

Кључне речи: електромиографија, ЕМГ мапе, мултиканални ЕМГ, препознавање покрета, рехабилитација, ФЕС, ЕМГ biofeedback

Научна област: техничке науке, електротехника

Ужа научна област: биомедицинско инжењерство

Title: Implementation of Multichannel Electromyography in Rehabilitation

Summary: Conventional surface electromyography (sEMG) is a method of assessing muscle activity. Conventional sEMG gives a local image and depends on the position of the electrodes in relation to the muscle. To obtain a better picture of muscle activity, it is suitable to use array-electrodes and measure the voltage between the array elements and one reference point. We present the application of new types of array-electrodes and the improved analysis of the spatial-temporal distribution of muscle activities. The results of the thesis are suitable for the improved therapy of patients with sensory-motor deficit.

One goal was to improve the myoelectric control of the multifunctional transradial prosthesis. We show that the 24-channel wearable amplifier (Smarting, mBrainTrain, Belgrade) and the 24-pad electrode designed in our Lab in collaboration with Tecnia Serbia, Belgrade allow reproducible recording of sEMG. The algorithm we developed uses the correlation of spatio-temporal muscle synergies with gait mechanics and has a direct application for control of multifunctional transradial prosthesis.

Second application of our methods and instrumentation is to monitor recovery in the rehabilitation of patients with gait disorders. We have shown that the method allows monitoring the elements of symmetry of muscle activities while recording the gait mechanics. We have shown that EMG maps allow the analysis of the regularity of movement in relation to the shape that characterizes the correct movement.

Third application of the research results allows a transfer of target zones determined from the activity measured on a healthy limb to a paralyzed limb. This technique allows effective selective functional electrical stimulation. We tested the method with new electrodes on patients after stroke.

Key Words: electromyography, EMG maps, multichannel EMG, movement recognition, rehabilitation, FES, EMG biofeedback

Scientific area: technical sciences, electrical engineering

Specific scientific area: biomedical engineering

САДРЖАЈ:

ПРЕДГОВОР	I
ЦИЉ ИСТРАЖИВАЊА И ПОЛАЗНА ХИПОТЕЗА	I
НАУЧНИ ДОПРИНОС ИСТРАЖИВАЊА	II
<i>Међународни часописи на Web of Science листи:</i>	II
<i>Међународне конференције:</i>	II
<i>Поглавље у књизи:</i>	III
СТРУКТУРА ТЕЗЕ	III
1. УВОД ¹	1
1.1. ЕЛЕКТРОМИОГРАФИЈА	3
1.1.1. <i>Предности мултиканалне, монополарне конфигурације у односу на стандардни ЕМГ</i> 6	
2. ИНСТРУМЕНТАЦИЈА	9
2.1. ПОЈАЧАВАЧ	9
2.1.1. <i>Валидација Smarting® појачавача за сЕМГ</i> ²	10
2.2. ЕЛЕКТРОДЕ	13
2.2.1. <i>Матричне електроде 6x4 Tespalia</i>	14
2.2.2. <i>Матрица „сувих“ електрода</i>	15
2.2.3. <i>Трапезоидни облик електрода</i>	17
2.2.4. <i>Референтна и „ground“ електрода</i>	17
2.3. КИНЕМАТИЧКИ И ДИНАМИЧКИ СЕНЗОРИ	18
2.3.1. <i>Динамометри</i>	18
2.3.2. <i>Гониометри</i>	19
2.3.3. <i>„Data glove“</i>	20
2.3.4. <i>Сензори за анализу хода</i>	20
3. ПРЕПОЗНАВАЊЕ ПОКРЕТА ПРСТИЈУ И ШАКЕ НА БАЗИ МУЛТИКАНАЛНОГ ЕМГ-А	21
3.1. ПРОСТОРНО-ВРЕМЕНСКА СЛИКА МИШИЋНИХ СИНЕРГИЈА ТОКОМ ХВАТА ³	22
3.1.1. <i>Примена РСА на мултиканални ЕМГ за анализу мишићних симетрија</i>	23
3.1.2. <i>ЕМГ мапе мишићне синергије током хвата</i> ⁴	27
3.2. ПРЕПОЗНАВАЊЕ ПОКРЕТА ПОЈЕДИНАЧНИХ ПРСТИЈУ ШАКЕ НА ОСНОВУ ЕМГ МАПА ⁵	30
3.2.1. <i>Процедура снимања</i>	30
3.2.2. <i>Препроцесирање сигнала</i>	31
3.2.3. <i>Формирање ЕМГ мапа за правоугаоне матрице 6x4</i>	33
3.2.4. <i>Апсолутна и релативна скала боја на ЕМГ мапама</i>	35
3.2.5. <i>Прецизност ЕМГ мапа</i>	36
3.2.6. <i>Алгоритам за детекцију регија високе активности на ЕМГ мапама</i>	37
3.2.7. <i>Праћење регија на ЕМГ мапама у времену</i>	40
3.2.8. <i>Класификација покрета</i>	42
3.3. ЗАКЉУЧАК	45
3.3.1. <i>Предлог за будућа истраживања</i>	45
4. ЕМГ МАПЕ ЗА КОНТРОЛУ ЦИЉАНЕ МИШИЋНЕ СТИМУЛАЦИЈЕ ⁶	47
4.1. АНАЛИЗА ЕМГ МАПА СА ПАРЕТИЧНЕ И НЕПАРЕТИЧНЕ РУКЕ	48
4.1.1. <i>Аквизиција сигнала</i>	48
4.1.2. <i>Симетрија ЕМГ мапа</i>	49

4.1.3.	<i>Детекција позиција стимулационих електрода.....</i>	50
4.1.4.	<i>Формирање стимулационих профила</i>	52
4.1.5.	<i>Резултати примене ЕМГ мапа за ФЕС</i>	53
4.2.	ЗАКЉУЧАК	54
4.2.1.	<i>Предлог за будућа истраживања.....</i>	55
5. ПРИМЕНА МУЛТИКАНАЛНОГ ЕМГ-А У АНАЛИЗИ ХОДА.....		57
5.1.	МЕТОД.....	59
5.1.1.	<i>Аквизиција сигнала</i>	59
5.1.2.	<i>Препроцесирање ЕМГ сигнала</i>	60
5.1.3.	<i>Израчунавање ентропије ЕМГ мапа</i>	63
5.1.4.	<i>Израчунавање параметара хода из кинематских и динамичких сензора</i>	64
5.2.	РЕЗУЛТАТИ И ДИСКУСИЈА	65
5.3.	ЗАКЉУЧАК	70
5.3.1.	<i>Предлог за будућа истраживања.....</i>	70
6. ПРИМЕНА ПРЕПОЗНАВАЊА РЕГИЈА НА ЕМГ МАПАМА ЗА		
„БИОФЕЕДБАСК“		71
6.1.	МЕТОД.....	72
6.1.1.	<i>Аквизиција сигнала</i>	72
6.1.2.	<i>Препроцесирање ЕМГ сигнала и формирање ЕМГ мапа</i>	73
6.1.3.	<i>Екстракција дескриптора објеката на ЕМГ мапама за праћење покрета</i>	74
6.2.	ДИСКУСИЈА ДОБИЈЕНИХ РЕЗУЛТАТА.....	75
6.3.	ЗАКЉУЧАК	77
7. ЗАКЉУЧАК ТЕЗЕ.....		79
РЕФЕРЕНЦЕ:		83
ПРИЛОГ		92
МОТОРНИ ДЕФИЦИТ.....		92
	<i>Трансрадијална ампутација</i>	92
	<i>Мождани удар.....</i>	93

Списак слика:

- Слика 1 α - моторни неурони преносе поворке командних импулса од централног нервног система до мишића (слика лево); на десној стани слике приказан је пример површинског ЕМГ сигнала (доњи график) и сигнали појединачних моторних јединица (горња два графика) , чијим сумирањем се добија површински ЕМГ (слика преузета и модификована из [8]) (Љубазношћу аутора дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе) 1
- Слика 2 Инервација скелетног мишића; на слици су издвојене две моторне јединице; свака од моторна јединица је инервисана посебним моторним неуроном; место инервације мишићних влакана - моторна плоча; преузето из [15] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слике у некомерцијалне сврхе)..... 4
- Слика 3 Варијације ЕМГ сигнала у временском (колона лево) и фреквенцијском (колона десно) домену; најјачи интензитет ЕМГ сигнала се добија када је пар електрода постављен изнад средине мишића. Преузето из [45] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слике у некомерцијалне сврхе)..... 5
- Слика 4 Илустрација снимања мултиканалног, монополарног ЕМГ-а и мапирање просторне расподеле електричне активности у регији покривеној електродом. ЕМГ мапа (горе лево) приказује просторну расподелу суперпозиције активности појединачних влакана обојених жутом бојом, док су са десне стране приказане декомпоноване ЕМГ мапе за сваку моторну јединицу посебно. Преузето са: <https://lspo.feri.um.si/iMOVE/activities.html> (Љубазношћу аутора дозвољено је коришћење слике у едукативне и некомерцијалне сврхе)..... 7
- Слика 5 Smarting® појачавач (mBrain Train, Београд, Србија), коришћен у склопу инструментације за мерење. Има 24 канала, фреквенцију одабирања од 500 Hz по каналу и остварује конекцију са рачунаром преко Bluetooth-а. 9
- Слика 6 Шематски приказ експерименталне поставке за упоредно снимање сигнала помоћу Smarting® (доле) и BioVision® појачавача (горе); Оба појачавача су повезана истовремено на матричну электроду, како би се упоредиле карактеристике забележених сигнала једним и другим појачавачем. 10
- Слика 7 Одређивање периода ЕМГ активности (кажипрст) забележених BioVision® појачавачем (горе) и Smarting® појачавачем (доле). Постављен је праг на 10% од максималне вредности анвелопе сигнала за одређивање узлазне и силазне ивице анвелопе. Преузето из [1] 11
- Слика 8 Упоредни приказ сигнала добијених BioVision® појачавачем (лево) и Smarting® појачавачем (десно); на горњим панелима су приказани оригинални сигнали, а на доњим панелима су приказане одговарајуће анвелопе сигнала. Сигнали приказују ЕМГ активности током флексије кажипрста, средњег, домалог и малог прста. Слика преузета из [1] 12
- Слика 9 Поређење спектра сигнала забележених BioVision® појачавачем (горе лево) и Smarting® појачавачем (горе десно); на доњем панелу је дат упоредни приказ густине спектра сигнала снимљених BioVision® појачавачем (плава) и Smarting појачавачем (црвена); Слика преузета из [1] 13
- Слика 10 Матрица 24 електроде (6x4) произведена у предузећу Technalia Serbia (Београд, Србија); Увеличани део матрице приказује проводни гел AG702 (Axelgaard, Manufacturing Co., Ltd., Denmark) који омогућује бољи контакт електроде са кожом. 14
- Слика 11 Диференцијални ЕМГ сигнали добијени одузимањем одузимањем монополарних сигнала снимљених помоћу матричне електроде 6x4 Technalia и Smarting® појачавача. Приказани сигнали су забележени током појединачних флексија кажипрста, средњег, домалог и малог прста. Могу се приметити јасне разлике у амплитудама сигнала добијених на суседним пољима у матрици за различите покрете. Преузето из: [1] 15
- Слика 12 Матрица 24 "суве" електроде (не користи се кондуктивни гел) SA9327 EKG/EMG Ag-AgCl електроде (Thought Technology Ltd., Montreal, Canada, www.thoughttechnology.com); електроде су пречника 10mm на међусобном растојању 20mm лонгитудинално и трансферзално; носилац је полувулканизована гума, добрих еластичних и адхезивних особина. 16
- Слика 13 Пример ЕМГ сигнала са артефактима од померања електрода током покрета. Сигнал је забележен на воларној страни подлактице приликом серије цилиндричних хватова изведених у споријем темпу од природног. Пикови који се јављају и при минималним покретима отежавају анализу. 16

Слика 14 Трапезоидни распоред електрода; 24 SA9327 EKG/EMG Ag-AgCl електроде (Thought Technology Ltd., Montreal, Canada, www.thoughttechnology.com) распоређене у 5-5-4-4-3-3 распореду. Коришћен је кондуктивни гел AG936 (Axelgaard, Manufacturing Co., Ltd., Denmark, www.axelgaard.com).....	17
Слика 15 Једнократне електрорде BRD H124SG (1) и GS26 (2), коришћене као регерентне електроде и Axelgaard PALS Platinum (3) коришћене као „ground“ електроде	18
Слика 16 Кинематски и диманички сензори коришћени за естимацију покрета прстима и шаком; (а) динамометар за процену силе хвата за свим прстима „G200“ (1) и са одвојеним сензорима за појединачне прсте (2); (б) гониометри за мерење углова у зглобовима „F35“ (1), „SG65“ (2) и SG110/A (3); (в) рукавица са мерним тракама за детекцију флексије прста.....	19
Слика 17 "Gait Tutor" (Rehab Shop, Belgrade, SRB, www.rehabshop.rs) систем за снимање кинематике и динамике хода - улошци за ципеле са уграђеним сензорима силе и инерцијалним јединицама; повезују се са рачунаром бежино	20
Слика 18 Анатомија воларне стране подлактице и шаке: површински слој мишића (лево); средњи слој мишића (средина) и дубоки слој мишића (десно). Преузето са: www.boneandspine.com (приступљено у фебруару 2020. године; љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе).....	21
Слика 19 Експериментална поставка за снимање ЕМГ сигнала са воларне и дорзалне стране подлактице током цилиндричног хвата (хватање флаше); по једна матрична електрода је била постављена на воларну и дорзалну страну подлактице; на палац и средњи прст су постављени гониометри како би се забележиле информације о фази покрета. Преузето из [2]	22
Слика 20 Секвенца ЕМГ сигнала са једног канала са воларне стране подлактице, током једне итерације задатог покрета (горњи панел); На доњем панелу су приказани сигнали са гониометара, забележени паралелно са ЕМГ-ом. Преузето из [2].....	24
Слика 21 Сигнал са гониометра постављеног на зглоб средњег прста забележен током 10 понављања задатка; Плава линија представља детектовану силазну ивицу сигнала, која је употребљена за детекцију фаза покрета.преузето из [2].....	25
Слика 22 Корелација карактеристика дбијених применом PCA метода на интервале ЕМГ сигнала који одговарају узлазним ивицама (10 нормализованих секвенци) сигнала са гониометра постављеног на зглоб средњег прста, за испитаника 1 (горњи леви панел) и испитаника 2 (доњи леви панел); Расподела углова пројекције на РС план је приказана са десне стране за одговарајућег испитаника. Преузето из [2].....	25
Слика 23 Корелација карактеристика дбијених применом PCA метода на интервале ЕМГ сигнала који одговарају силазним ивицама (10 нормализованих секвенци) сигнала са гониометра постављеног на зглоб палца за испитаника 1 (лево) и испитаника 2 (десно); преузето и адаптирано из [2]. ..	26
Слика 24 Примена PCA на сигнале са редукованим бројем електрода; Приказани резултати су добијени на основу силазних ивица код испитаника 1; уочава се високо степеном корелације (груписање тачака у црвеној елипси); преузето из [2]	26
Слика 25 ЕМГ мапе забележене истовремено на воларној (лево) и дорзалној (десно) страни подлактице током цилиндричног хвата са руком у екстензији (хватање флаше на столу испред испитаника); изразита активност на воларној страни (а) одговара регији на месту где се налазе флексори прстију и шаке (flexor digitorum superficialis m. и flexor digitorum profundus m.), што указује на то да су прсти били у флексији у том тренутку, док се на дорзалној страни у том тренутку јавља коонтракција екстензора (extensor digitorum m.) како би се учврстио зглоб шаке(б); такође на дорзалној страни, уочава се активност на дисталној страни (в), која одговара мишићу anconeus m., који учествује у екстензији подлактице; Преузето из [3]	28
Слика 26 Илустрација варијација ЕМГ мапа у времену током различитих фаза сложеног покрета, као што је цилиндрични хват; покрет је подељен у 5 фаза (отварање шаке, хватање флаше, подизање флаше са стола, враћање флаше и отварање шаке) како би се јасније уочиле разлике у ЕМГ мапама у различитим фазама;паралелно са ЕМГ сигналама забележени су и углови на палцу и средњем прсту како би се активности забележене на ЕМГ мапама повезале са фазом покрета; одабране су за приказ по три ЕМГ мапе са сваке стране у свакој фази, које приказују глобални тренд промене интензитета у току фазе. Преузето из [3]	29
Слика 27 Филтрирање сигнала; на горњем панелу је приказан сирови сигнал са свим артефактима и шумовима који се јављају при сваком снимању: дрефт појачавача (црвена), померање електрода (жута) и шум на 50Hz(срна); на доњем панелу је приказан сигнал након филтрирања	31

- Слика 28 Шематски приказ примене полиномијалне интерполације на анvelope ЕМГ сигнала за добијање ЕМГ мапа; На левој страни су приказане 24 анvelope ЕМГ сигнала забележених истовремено помоћу матрице 6x4; у првом кораку се формира матрица 6x4 формирана од временских одбирака анvelope сигнала (1 одбирак по анvelope) из истог временског тренутка, распоређених у истом распореду као и електроде у матрици; на тако формирану матрицу се примени полиномијална интерполација другог реда („Bicubic Spline Interpolation“), чиме се добија процена просторне расподеле електричне активности у регији покривеној матрицом; додељивањем скале боја („Jet colormap“) омогућава се визуелизација ЕМГ мапа где је активност репрезентована у распону од тамно плаве (минимална активност) до тамно црвене (максимална активност); Преузето из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе) 33
- Слика 29 а) кинематски сигнали за три испитаника, снимљени помоћу рукавице са мерним тракама; испитаник 1 није био у могућности да успешно раздвоји флексије индивидуалних прстију, док су остала два испитаника успешно извекла задатак; б) пример снимљених сигнала за испитаника 3 током флексија појединачних прстију (палац, кажипрст, средњи и домали прст); плавом бојом су приказани ЕМГ дигнали а црвеном кинематски сигнали. Преузето из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе) 34
- Слика 30 Временска варијација ЕМГ мапа у "ACS" скали у великој мери отежава детекцију регија и класификацију. На левом панелу је приказана 3D репрезентација 5 ЕМГ мапа из 5 различитих временских тренутака у току истог покрета, са временским размаком од 0,1s. На панелима десно су приказане идентичне ЕМГ мапе у 2D репрезентацији у „ACS“ скали (горе) и „RCS“ скали (доле). Можете уочити далеко већа стабилност облика регија на мапама у „RCS“ скали. Преузето из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе) 35
- Слика 31 Упоредни приказ карактеристичних ЕМГ мапа забележених на воларној страни подлактице приликом флексије појединачних прстију. На левој страни су приказане карактеристичне ЕМГ мапе за једног испитаника за пет узастопних покрета сваким прстом појединачно. Може се уочити велика поновљивост облика на ЕМГ мапама. Са десне стране су приказане по једна карактеристична ЕМГ мапа за сваки прст појединачно за друга два испитаника. Постоје приметне варијације у ЕМГ мапама од испитаника до испитаника. Варијације су очекиване услед анатомских разлика и различитих сензорно-моторних образаца. Приказане мапе су у „RCS“ скали. 37
- Слика 32 Дијаграм алгоритма за детекцију регија високе активности на ЕМГ мапама; (а) оригинална ЕМГ мапа у 3D и 2D репрезентацији приказана у ASC скали; (б) оригинална мапа скалирана на вредности од 0 до 1 (RSC скала); (в) примена „h-dome“ трансформације за детекцију непосредне околине локалних максимума и формирање маске за детекцију објеката на оригиналној мапи (0 – пиксели који не припадају регији високе активности и 1 – пиксели који припадају регији високе активности); (г) множење оригиналне мапе добијеном маском; (д) издвајање дескриптора објеката потребних за класификацију (координате локалних максимума за процену центра активности и запремине детектованих објеката за процену интензитета активности у тој регији); Преузето и адаптирано из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе) 38
- Слика 33 „h-dome“ трансформација: функција која има локалне максимуме се транслира за висину „h“ тако да локални максимуми одређују позицију прагова на којима се засецају пикови око тих локалних максимума; у конкретном примеру се види да је висина одабрана тако да транслирани трећи локални максимум буде нижи од локалног минимума који се налази између другог и трећег локалног максимума, што резултује тиме да „h-dome“ трансформација „види“ ова два пика као један, док је први пик одвојен од остала два 39
- Слика 34 Временски профили промене интензитета четири доминантне регије на ЕМГ мапама током покрета; Са селве стране су приказани примери три ЕМГ мапе из три различита тренутка истог покрета (0,1s, 0,3s и 0,5s) од момента када је детектован покрет; различитим симболима (круг, звезда, ромб и квадрат) су означене средње вредности позиције локалних максимума у току целог покрета; са десне стране је дат графички приказ временске промене интензитета регија; сваки график је са леве стране означен одговарајућим симболом, који указује на који се локални максимум односи. Преузето из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе) 41
- Слика 35 Конфузионе матрице као резултати класификације покрета прстију шаке код три испитаника. За сваког испитаника (сваки ред један испитаник) је дата матрица за резултате кросвалидације (лево)

- и додатног тестирања на основу потпуно нових узорака (десно); може се уочити висока тачност код свих испитаника. Преузето из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)..... 43
- Слика 36 Експериментална поставка за паралелно снимање ЕМГ игнала и механике покрета: (а) гониометри бележе углове у зглобовима прста приликом њихове флексије и екстензије; (б) донамометар са одвојеним пољима за појединачне прсте дележи силу произведену приликом вилиндричног хвата; по једна матрична електрода 6x4 је постављена на воларну и дорзалну страну подлактице како би се забележили сигнали и са флексора и са екстензора прстију и шаке; свака матрица је повезана на по један „Smarting“ појачавач. Преузето и адаптирано из [5] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе) 48
- Слика 37 Упоредни приказ карактеристичних ЕМГ мапа на воларној (горњи ред) и дорзалној (доњи ред) страни подлактице непаретичне и паретичне руке приликом хвата (лева половина панела) и отварања (десна половина панела) шаке. Мапе су приказане за два испитаника (леви и десни панел). Уочава се одређена симетрија у облику активних регија на мапама на левој и десној подлактици током исте врсте покрета. Услед слабије инервације мишића, интензитети су приметно слабији на паретичној страни. Преузето и адаптирано из [5] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе) 49
- Слика 38 Одређивање позиција електрода за ФЕС на основу ЕМГ мапа са непаретичне стране. Активна поља у матрици се бирају на основу позиције симетрично пресликаних активних регија, како би стимулација помогла испитанику да паретичном руком изведе одговарајући покрет. Интензитети стимулације су кодирани по бојама: црвена (висок интензитет) – 24mA, наранџаста (средњи интензитет) - 19mA и жута (изак интензитет) - 14mA. Преузето и адаптирано из [5] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе) 51
- Слика 39 Формирање стимулационих профила на основу промене интензитета на ЕМГ мапама у времену. На горњим панелима су приказане серије ЕМГ мапа током отварања (лево) и затварања (десно) шаке, забележене на воларној и дорзалној страни подлактице. Приказане мапе су из различитих тренутака истог покрета. Стапезоидне функције, приказане на доњим графикама представљају процењене облике стимулационих профила у времену, који прате тренд интензитета регија на ЕМГ мапама. Преузето из [5] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)..... 52
- Слика 40 Приказ ефекта циљане ФЕС, помоћу ЕМГ мапа, на силу генерисану флексијом појединачних прстију током хвата (десно) и промене угла током екстензије прстију током отварања шаке (лево). Плавом бојом су приказани сигнали снимљени приликом покрета без стимулације, а црвеном су приказани сигнали са стимулацијом. Уочава се јасно побољшање функције у оба случаја: силе приликом хвата су појачане, чак и на прстима на којима их уопште није било (домали и мали прст), а приликом екстензије дошло је до приметне промене на свим прстима, а при том је зглоб шаке остао фиксиран, што је битна предност циљане ФЕС у односу на обучну стимулацију. 54
- Слика 41 Комбинација стимулационих и мерних ЕМГ електрода нанетих посебном штампом на флексибилни носилац, који даје одличну могућност прилагођавања облику тела на који се поставља. 55
- Слика 42 Класичан облик ЕМГ анvelope на tibialis anterior m. код здравог испитаника, током једног циклуса; стрелицама су означени тренуци почетка одвајања пете од подлоге (лева стрелица – „heel rise“) и ударца петом у подлогу након фазе замаха (десна стрелица – „heel strike“). Преузето из [91] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)..... 57
- Слика 43 Фазе хода, које дефинишу параметре ходе: параметри се добијају на основу два карактеристична тренутка из циклуса хода – контакт петом и одвајање прстију од подлоге; преузето из [96] 58
- Слика 44 Шематски приказ постављања електрода за снимање ЕМГ сигнала на tibialis anterior m. током хода (лево); Слика експерименталне поставке током снимања (десно)..... 59
- Слика 45 Примена FastICA за уклањање артефаката из ЕМГ сигнала; горњи панел- пример секвенце од 20s ЕМГ сигнала са артефактима (један канал); средњи панел - примери независних компоненти са артефактима (примери у црвеном кругу) и без артефактата; доњи панел - ЕМГ са уклоњеним артефактима 61
- Слика 46 Темплат за формирање ЕМГ мапе; Црвеним квадратима су означене позиције пиксела којима се додељују вредности одбирака ЕМГ анvelope са одговарајућих канала; плава регија је регија пиксела у којој се врши интерполација; црне регије су регије празних пиксела 62

Слика 47	Карактеристичне ЕМГ мапе (лева колона) у тренутку максималне активности мишића на непаретичној (горе) и паретичној (доле) ноzi и њихови хистограми (десна колона)	63
Слика 48	Упоредни приказ секвенце од 16 секунди забележених сигнала (притисак на подлогу, угаона брзина стопала у сагиталној равни и медиана ЕМГ сигнала са свих канала) на испитанику 1, на паретичној (горња половина слике) и непаретичној (доња половина слике); Црвеним тачкама су означени карактеристични тренуци за које су приказане ЕМГ мапе.	66
Слика 49	Приказ анализе 6 узастопних циклуса непаретичне (прва колона) и паретичне (друга колона) ноге, пре (горњи панел) и после терапије(доњи панел); У првом реду су приказани графици са преклопљеним сигнаlima реакције подлоге из 6 циклуса, са нормализованом временском скалом. У другом реду су приказани примери ЕМГ мапа из тренутка када је активност најјача, непосредно по спуштању пете на подлогу. У трећој колони су дати односи просечног трајања фазе ослонца и фазе замаха (горе) и односи ентропија ЕМГ мапа (доле).	67
Слика 50	Односи трајања фазе замаха и фазе ослонца код сва четири испитаника, пре и после терапије (лево) и однос ентропија ЕМГ мапа са паретичне и здраве ноге пре и после терапије, за сва четири испитаника (десно).....	69
Слика 51	Графички приказ основног концепта „biofeedback“ система	71
Слика 52	Шематски приказ експерименталне поставке за снимање мултиканалног, монополарног ЕМГ-а са надлактице	72
Слика 53	Пример добијања циркуларности објеката на ЕМГ мапама. Циркуларност представља меру сличности објекта са кругом идентичне површине као тај објекат. Израчунава се као однос обима тог круга (црвено) и обима објекта (зелена). Вредност циркуларности се креће од 0 (потпуно одступање од круга – равна линија) до 1 (правилан круг).....	74
Слика 54	Употреба ЕМГ мапа за ЕМГ Feedback током вежбања бицепса. У три колоне су приказане ЕМГ мапе током флексије подлактице када је шака у супинацији (лева колона) и у пронацији (десна колона). Приказане су по три карактеристичне мапе за сваки од покрета у иницијалној фази (први ред), у фази максималне флексије (други ред) и на крају екстензије, непосредно пре релаксације (трећи ред). Могу се приметити различити облици активације за различите положаје подлактице као и померање активних регија услед контракције мишића.....	75
Слика 55	Кретање центра регије у времену, по X-оси (грњи панел) и Y-оси (доњи панел). Црвеном бојом су приказане промене центроида током супинације, плавом бојом током пронације. Време приказано на графицима је нормализовано и израженој је у процентима где је 0% почетак флексије а 100% враћање у почетни положај. Може се уочити разлика у положају центра активности за различиту позицију шаке, као и померање центра по Y-оси, узроковано померањем мишића ка проксималном делу.	76
Слика 56	Груписање дескриптора ЕМГ мапа добијених током правилно изведене флексије при супинацији (црвено) и пронацији (плаво). координате сваке тачке су X и Y координате центроида, док је на Z-оси приказана Циркуларност регије (сличност са кругом исте површне). Зеленом бојом су приказане дескрипторске тачке добијене при неправилном и неконтролисаним покрету, које видно одступају од места груписања правилно изведених покрета.	77

Списак табела:

Табела 1 Подаци о испитаницима у студији о препознавању појединачних покрета прстима	30
Табела 2 Подаци о испитаницима у студији анализе активности мишића tibialis anterior током хода	60
Табела 3 Параметри функција припадности за улазе и излаз „fuzzy“логике	65
Табела 4 Просечни параметри хода и ентропије ЕМГ мапа за сва 4 пацијента пре и после терапије	68
Табела 5 Подаци о испитаницима у студији анализе ЕМГ сигнала са надлактице	73

Скраћенице

ACS – „Absolute Color Scale“ (енг.)

FFNN – „Feed Forward Neural Network“ (енг.)

ICA – „Independent Component Analysis“ (енг.)

KNN – „K-Nearest Neighbors“ (енг.)

LSL – „Lab Stream Layer“ (енг.)

PSD – „Power Spectrum Density“ (енг.)

RCS – „Relative Color Scale“ (енг.)

SVM – „Support Vector Machine“ (енг.)

ЕМГ – електромиографија

ЕП – евоцирани потенцијал

ФЕС – функционална електрична стимулација

ФЕТ – функционална електрична терапија

Предговор

Докторска дисертација под називом „**Примена мултиканалне електромиографије у рехабилитацији**“ је резултат вишегодишњег истраживања у Лабораторији за биомедицинску инструментацију и технологије на Катедри за сигнале и системе на Електротехничком факултету Универзитета у Београду под менторством проф. Др Дејана Б. Поповића, редовног члана САНУ. Део рада је био у сарадњи са експертима Клинике за рехабилитацију „Др Мирослав Зотовић“ у Београду. Кроз ову сарадњу су развијени протоколи и документације за добијање етичких дозвола, да би се испитали резултати наших истраживања на пацијентима после повреде централног нервног система.

Циљ истраживања и полазна хипотеза

Предмет истраживања је унапређење анализе електромиографских (ЕМГ) сигнала снимљених истовремено на већем броју мерних места (мултиканални ЕМГ) коришћењем матричних електрода и испитивање примене процесираних сигнала у рехабилитацији пацијената са сензорно-моторним оштећењима. Циљ је да се испитају просторно-временске расподеле електричне активности мишића и могућност њихове примене у добијању контролних сигнала за рехабилитационе манипулаторе, контролу циљане електричне стимулације, процену стања сензорно-моторног система пацијената итд.

Полазна хипотеза рада гласи:

„Користећи сигнале добијене применом вишеканалног уређаја за снимање електрофизиолошких сигнала, применом матричне електроде и синхроних кинематичких и динамичких величина, које карактеришу покрет, можемо генерисати темпорално-просторне моделе који могу да унапреде:

- **процену стања мишића пре, у току, и на крају терапије ,**
- **управљање системима за ресторацију сензорно-моторних функција.**

Доказ хипотезе долази из анализе резултате нових метода обраде измерених сигнала на здравим испитаницима и особама са инвалидитетом. Резултати који су коришћени за ову анализу су:

- формиран сет параметара за квантификацију стања моторике пацијената пре, у току и на крају терапије;
- формирана просторно-временска слике покрета: Резултати омогућују формирање контролног алгоритма за управљање покретима хватања при примени протезе шаке и електричне стимулације после повреде кичмене мождине или мозга;

- формирана просторно-временска слика синергије активности мишића са циљем унапређења селективности мишићне стимулације при примени матричних електрода;

Научни допринос истраживања

Научни допринос овог рада је нова методологија која омогућује прецизнију квантификацију активације мишића у оквиру мишићних група које се анатомски делимично преклапају у случајевима кад је моторни систем очуван и у случајевима када постоји оштећење моторног система. Нови метод подразумева примену електрода са већим бројем контаката које се постављају на површину тела и појачавача ЕМГ сигнала који је преносан и постављен близу електрода. Нови систем омогућује:

1. успостављање корелација између карактеристичних функционалних покрета и просторне расподеле електричне активности мишића синергиста који су одговорни за покрет;
2. разумевање степена инвалидитета на бази анализе симетрија ЕМГ мапа формираних на ипсилатералној и контралатералној страни истог субјекта; и
3. формирање шема за активацију покрета на бази миметичког модела покрета који следи из мапе ЕМГ посматраног као временске серије за примене у домену хумане роботике и система који користе функционалну електричну стимулацију (ФЕС).

Дисеминација резултата истраживања

Главни резултати истраживачког рада који приказују нову методу анализе електромиографских сигнала и примене у рехабилитацији особа са инвалидитетом су објављени у радовима у часописима и зборницима са међународних конференција.

Међународни часописи на Web of Science листи:

Ivan Topalović, Stevica Graovac, and Dejan B. Popović. "EMG map image processing for recognition of fingers movement." *Journal of Electromyography and Kinesiology* 49 (2019): 102364. ISSN: 1050-6411; [DOI:10.1016/j.jelekin.2019.102364](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.102364) (M22) IF: 1.753

Lana Popović Maneski, **Ivan Topalović**, Nenad Jovičić, Suzana Dedijer, Ljubica Konstantinović, Dejan B. Popović, "Stimulation map for control of functional grasp based on multi-channel EMG recordings." *Medical Engineering & Physics* 38, no. 11(2016): 1251-1259. ISSN: 1350-4533, [DOI: 10.1016/j.medengphy.2016.06.004](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.06.004). (M22) IF: 2.174

Међународне конференције:

Ivan Topalović, Dejan B. Popović, "Estimation of gait parameters based on data from inertial measurement units." *Proceedings of 4th IcETRAN*, Kladovo, Serbia, June 5-8, 2017. BT(I)2 ISBN 978-86-7466-692-0 (M33)

Ivan Topalović, Dejan B. Popović, “EMG maps for estimation of muscle activities during grasping.” Proceedings of 3rd IcETRAN, Zlatibor, Serbia, June 12-15, 2016. MEI1.2 ISBN: 978-86-7466-618-0 (M33)

Antonina Aleksić, **Ivan Topalović**, Dejan B. Popović, “Muscular synergies during grasping estimated from surface EMG recordings.” Proceedings of 3rd IcETRAN, Zlatibor, Serbia, June 12-15, 2016. MEI1.3 ISBN: 978-86-7466-618-0 (M33)

Ivan Topalović, Milica Janković, Dejan B. Popović, “Validation of the acquisition system Smarting for EMG recordings with electrode array“ Proceedings of 2nd IcETRAN, Silver Lake, Serbia, June 8-11, 2015. MEI1.5 ISBN 978-86-80509-71-6 (M33)

Milovanović, J., Gavrilović, M., **Topalović, I.**, Popović, D.B., “Influence of Two Weeks Balance Ppractice With Feedback on the Gait in Hemiplegic Patients.” Proceedings of 5th IcETRAN, Palić, Serbia, June 11-14, 2018. BTI 1.3 ISBN 978-86-7466-752-1 (M33)

Kundaica, S., Gavrilović, M., **Topalović, I.**, Popović, D.B., “Effects of Wii-Fit Balance Board Exercise on the Posture of Stroke Patients.” Proceedings of 5th IcETRAN, Palić, Serbia, June 11-14, 2018. BTI 1.5 ISBN 978-86-7466-752-1 (M33)

Popović, D.B., Topalović, I., Dedijer-Dujović, S. and Konstantinović, L., 2018, October. Wearable System for the Gait Assessment in Stroke Patients. In International Conference on NeuroRehabilitation (pp. 989-993). Springer, Cham. ISBN: 978-3-030-01844-3 DOI: 10.1007/978-3-030-01845-0_198 (M33)

Popović-Maneski, Lana, and **Ivan Topalović**. "EMG Map for Designing the Electrode Shape for Functional Electrical Therapy of Upper Extremities." International Conference on NeuroRehabilitation. Pisa, Italy, 2018. Springer, Cham, 2018, pp. 1003-1007. ISBN: 978-3-030-01844-3 DOI: 10.1007/978-3-030-01845-0_201 (M33)

Dujovic, S.D., Vidaković, A., Đorđević, O., Gavrilović, M., Rosic, S.S., Popović, D., **Topalović, I.** and Konstantinović, L., 2018. Poster 89: The Effects of Foot Drop Stimulator on the Parameters of Functional Locomotion in Subjects with Stroke-Related Foot Drop. PM&R, 10(9), p.S35. ISSN: 1934-1482 DOI: 10.1016/j.pmrj.2018.08.114 (M34)

Поглавље у књизи:

Popović-Maneski, Lana, and **Ivan Topalović**. "EMG Map for Designing the Electrode Shape for Functional Electrical Therapy of Upper Extremities." Byosystems & Biorobotics, Springer International Publishing, 2019, Vol.21, pp.1003-1007, ISSN: 2195-3562; ISBN: 978-3-030-01845-0; DOI:10.1007/978-3-030-01845-0_201

Структура тезе

Теза је подељена на седам глава. Теза пружа довољно информација о стању у области које истичу разлоге који су утицали на питања на које дајемо одговор. Тежиште излагања је на методолошким питањима у развоју нове методе обраде сигнала и применама нових резултата на практичне задатке у унапређењу технологије рехабилитације особа са инвалидитетом,

У првом поглављу је приказ стања у области. Описани су основни аспекти електромиографије, упоређена је стандардна (биполарна) конфигурација снимања са монополарном, мултиканалном електромиографијом и дат је основни преглед сензорно-моторних дефицита и примене електромиографије у рехабилитацији особа са сензорно-моторним дефицитом.

Друго поглавље је детаљан опис инструментације коју смо користећи постојеће, али и низ нових компоненти користили у истраживању. Приказали смо валидацију појачавача за снимање ЕМГ сигнала [1] и различите типове нових електрода са више контактних површина са кожом и проводних гелова коришћених у испитивањима. Дат је и опис сензора за кинематичка и динамичка мерења покрета у синхронотету са системом за снимање ЕМГ сигнала.

Треће поглавље базирано је на три рада која се односе на препознавање покрета прстију и шаке на бази мултиканалног ЕМГ-а при отварању и затварању шаке. Први рад [2] је базиран на примени методе главних компоненти (Principal Component Analysis – PCA) за анализу синергија флексора и ексензора подлактице и испитивање могућности редуковања броја контролних сигнала за роботске механизме контролисане ЕМГ сигнаlima. За разлику од PCA анализе и „Black box“ приступа анализи мишићних активности, други рад [3] приказује могућност праћења просторно-временских расподела електричних активности синергиста. Резултати овакве анализе су примењени у трећем раду [4], који даје детаљан опис метода за формирање ЕМГ мапа и алгоритама детекције регија јаке електричне активности при функционалној флексији појединачних прстију. Приказани су резултати класификације ових регија, чиме је показана могућност употребе овакве врте анализе за детекцију и препознавање покрета.

Четврто поглавље даје преглед ЕМГ мапа са циљем процене позиције стимулационих електрода за функционалну електричну стимулацију [5, 6]. Упоређене су ЕМГ мапе са паретичне и непаретичне руке пацијената са хемиплегијом, снимљених током функционалних покрета. На бази хипотетичне симетрије мишићних активности при истим покретима (са леве и десне руке) и поређења ЕМГ снимљених са паретичне и непаретичне руке при истом моторном задатку (који на паретиној руци не даје жељене порете) формирали смо мапе за селективну електричну стимулацију применом наших нових електрода са више конаката са кожом.

У петом поглављу је приказана примена анализе просторне расподеле електричне активности мишића са потколеан пацијената, у комбинацији са синхроним кинематичким и динамичким мерењима за процену хода пацијента пре и после терапије. Формиран је сет темпоралних параметара хода, на бази кинематичких и динамичких мерења за квантитативну и квалитативну процену хода. Поред параметара који описују ход, дат је и предлог квантификације ЕМГ мапа са паретичне и непаретичне ноге, у циљу објективизације процене опоравка моторног система.

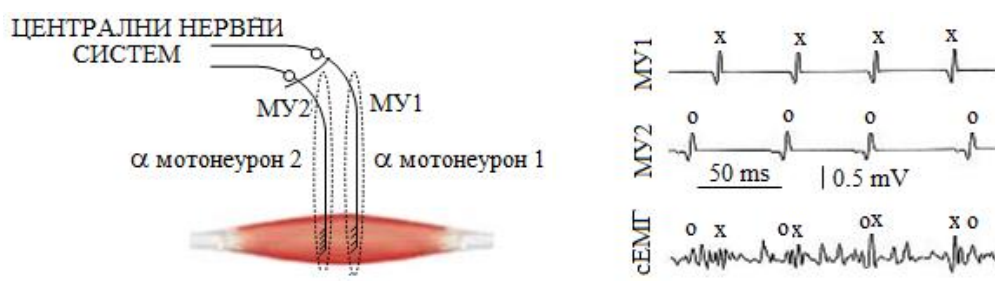
Поред глобално дефинисаног метода препознавања покрета, у шестом поглављу додатно су наведене варијације овог метода за примену у контроли циљане електричне стимулације и у потенцијалној примени за ЕМГ „biofeedback“.

У седмом поглављу је сумиран научни допринос тезе.

1. Увод¹

Електромиографија (ЕМГ) је техника за процену активности мишића на бази мерења електричних сигнала који се јављају при активацији мишићних влакана. За снимање се користи инструмент за мерење променљивих малих напона. ЕМГ се најчешће користи за процену способности мишића да генерише силу јер су та два сигнала корелисана, а не постоје неинвазивна метода директног мерења силе појединог мишића. У пракси се мери активност при вољним контракцијама или активност изазвана контролисаним побудом (евочираној потенцијали - ЕП).

Електрични сигнал (напон) који производи једна моторна јединица има типичан “трифазни” облик трајања од 3 до 15 ms са амплитудом до 2 mV. При вољним контракцијама се јавља до 30 акционих потенцијала у секунди.



Слика 1 а - моторни неурони преносе поворке командних импулса од централног нервног система до мишића (слика лево); на десној страни слике приказан је пример површинског ЕМГ сигнала (доњи график) и сигнали појединачних моторних јединица (горња два графика), чијим сумирањем се добија површински ЕМГ (слика преузета и модификована из [8]) (Љубазношћу аутора дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

Електрична активност мишићних ћелија се мери на површини тела, површинским електродама, и тада се мерење назива површинска електромиографија (сЕМГ), или електродама које су у мишићу (интрамускуларне електроде) или на површини мишића (епимизијалне електроде). При овим мерењима се бележе напони које генерише већи број мишићних ћелија, прецизније алгебарски збир акционих потенцијала који стварају електрично поље на мерним местима. Мерење електричне активности мишића на површини тела је неинвазивно, за разлику од мерења у мишићу или на његовој површини. Снимањем површинским електродама се добијају сигнали са већег броја ћелија у односу на мерење интрамускуларним и епимијалним електродама. Применом електрода на кожи се доминантно мери активност мишића који су у близини површине коже (суперфицијални мишићи). При мерењу површинским електродама значајни сметњу чине напони коју потичу од електричног поља у простору у коме се мери, релативног померања мишићних ћелија у односу на електроде, релативног померање електрода у односу на кожу, полућелијског потенцијала електрода, итд. Величина ових напона (шум) је често за неколико редова величина већа од сигнала који је интереса (мишићна активност).

У овом раду се бавимо могућим применама ЕМГ сигнала за унапређење рехабилитације. Примене сЕМГ можемо поделити у основи на два домена: 1) праћење

¹ Ово поглавље је базирано на модификованом тексту из уџбеника Биомедицинска мерења и инструментација, Дејан Поповић, Мирјана Б. Поповић и Милица Јанковић, страна 129-156, Академска мисао, Београд, 2010. године

ЕМГ сигнала са циљем уочавања промена моторне организације као последице болести или повреде централног (нпр. повреда кичмене мождине, мултипла склероза, мождани удар) или периферног (нпр., неуропатије) нервног система или самог мишића (мишићна дистрофија), и 2) примена ЕМГ сигнала као контролног сигнала за асистивне системе (вештачки екстремитети, роботска помагала, електрична стимулација) или *biofeedback*.

Оба домена примене су већ дуго предмет интересовања истраживача и клиничара и импозантан је број радова који се баве овим питањима. Гугл академик ће на упите „ЕМГ и мишићна активација“ или „ЕМГ и моторна јединица“ понудити 238000, тј. 240000 наслова респективно. На упит „ЕМГ и управљање и протеза“ добиће се 32000 веза. Без обзира што се комерицијални ЕМГ системи користе у клиничком раду од 1944. године и даље не постоје златни стандарди, и не постоје јединствено усвојене оптималне методе обраде ЕМГ сигнала, већ се за разне примене користе специфичне технике. Нова технолошка решења која су нам доступна (електроде, вишеканални појачавачи малих сигнала са великим потискивањем шума, бежични пренос сигнала, инерцијални сензори и сензори силе погодни за мерење покрета, софтвери за обраде стохастичких вишедимензионлих сигнала), а посебно резултати наших истраживања у домену рехабилитације и развоја асистивних технологија су помогли избору ове теме за истраживање.

Описаћемо ради илустрације три задатка у области рехабилитационог инжењерства на које у великој мери одговоре дају резултати овог истраживања случаја:

- 1) **Управљање мултифункционалном роботском руком користећи сигнале са преосталог дела ампутиране руке.** Циљ савременог протетисања после трансрадијалне ампутације је интеграција роботске хватаљке са механичким потенцијалом сличном здравој руци у вољну моторну шему корисника и обезбеђење повратне спреге која овај уређај претвара у део тела. Један део овог амбициозног пројекта је развој електроде која се поставља преко преосталих мишића у подлактици или надлактици после ампутације, обрада сигнала у реалном времену и класификација сигнала који се добијају који управљају моторима у роботској хватаљци које корисник генерише на подсвесном нивоу. С обзиром на мултифункционалност роботске хватаљке потребно је детектовати сигнале које генерише корисник за управљање синергијама али и индивидуалним покретима у зглобовима.
- 2) **Развој система за асистенцију функционалном електричном терапијом пацијената после можданог удара.** Савремени приступ терапији асистираној вишеканалном електричном стимулацијом захтева селективно и дистрибуирано деловање на парализоване структуре моторног система пацијената после повреде централног нервног система. У овом циљу потребно је пронаћи зоне које је потребно активирати, а које су неактивне на парализованом екстремитету. Зоне које треба активирати могу да се одреде мерењима на контралатералној (здравиј) руци. Примена мултиконтактне електроде и преносног система за мерење омогућује решавање овог задатка.
- 3) **Праћење промена активности флексора скочног зглоба у студији третмана пацијената после можданог удара.** Терапије има за циљ да дорпинесе промени моторне функције, тј. успостављању нове моторне шеме која омогућује функцију налик функцији пре повреде. Мождани удар типично доводи до појаве падајућег стопала, а терапија треба да умањи овај ефекат. Процена унапређења може да буде на бази праћења кинематике ноге у току хода, али се потпуна слика добија само ако

постоји и сигнал који показује моторну активност. Поређењем активности мишића са здраве и парализоване ноге се добија могућност квантификације нормализације функције као резултат терапије, тј. могућност процене ефикасности терапијског поступка. С обзиром да постоји активност неколико мишића, примена електроде која мери активност више мишића добије се потпуна слика активације.

Не постоје претензије да су резултати ове тезе револуционарни допринос науци. Резултати у тези показују нову оригиналну робусну методу обраде сигнала која уз инструментацију која је за потребе овог истраживања развијена, и која је доступна за клинички рад и индивидуалну примену на пацијентима омогућује бољи исход рехабилитације што директно доприноси унапређењу квалитета живота особа са инвалидитетом насталим услед повреде централног нервног система или губитка дела екстремитета.

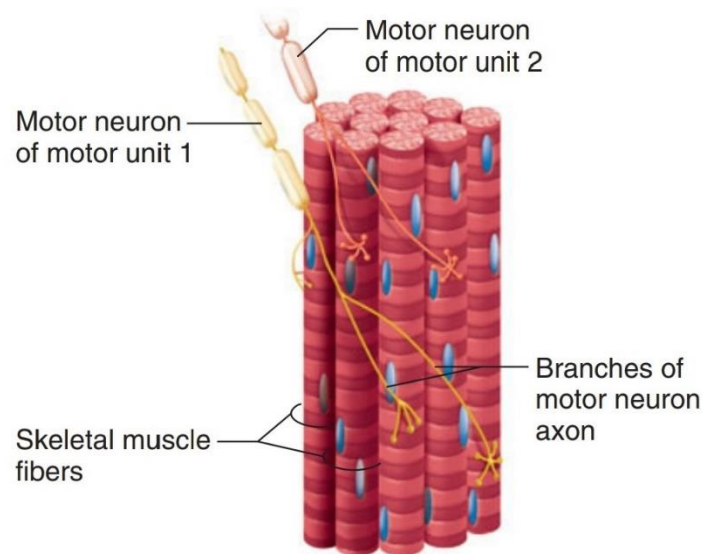
1.1. Електромиографија

Скелетни мишићи су, користећи инжењерску терминологију, актуатори, који обезбеђују активност, тј., покрете. Део тих активности су стајање, ходање и трчање, манипулација и хватање, а они су свакако изузетно важан елемент нормалног живота. Било да се ради о планираним покретима, чија „команда“ долази из моторног кортекса, преко кичмене мождине и моторних неурона, или се ради о рефлексним или рефлексно модулисаним планираним покретима (локомоција, вожња бицикла, итд.) крајња дестинација нервних импулса је моторна плоча скелетних мишића. У зони моторне плоче почиње екситација мишићних ћелија и креће пропација акционог потенцијала дуж миофибрила, ка њеним крајевима, што доводи до контракције појединих саркомера, самим тим мишића [7]. Регистровање ових акционих потенцијала мишићних ћелија се назива електромиографија (ЕМГ) [8]. Према месту снимања, ЕМГ се може поделити на површински (снимање сигнала на површини коже) и интрамускуларни (снимање сигнала унутар мишића игленим електродама). У овом раду биће разматран искључиво површински ЕМГ, користиће се само ознака ЕМГ. Површински ЕМГ је мање селективан у односу на интрамускуларни ЕМГ (сигнали имају различите карактеристике: амплитуда и фреквенцијски опсег) [9, 10].

ЕМГ је напон између две мерне тачке. То је стохастички сигнал који настаје суперпозицијом акционих потенцијала које генеришу напон између мерних места (електроде). Амплитуда ЕМГ сигнала је мала ($\approx 100\mu V$), али достиже и неколико mV. Фреквенцијски опсег има максимум на учестаностима до 250Hz али има и компоненте до 500Hz [11]. Да би било могуће разумети ЕМГ сигнале неопходно је упознати се са њиховим физиолошким пореклом.

Акциони потенцијал мишићне ћелије мерен између електроде у ћелији у односу на електроде у екстрацелуларној течности има детерминисан облик који карактеришу деполаризација и реполаризација. Унутрашњост ћелије са негативног напона (неколико десетина mV) долази на напон реда 25 mV и спонтано се враћа у оригинално стање (равнотежни потенцијал). Овај процес траје неколико милисекунди (ms). Површински ЕМГ је напон између две тачке, од којих ни једна није у ћелији. ЕМГ је суперпозиција акционих потенцијала и спада у групу стохастичких сигнала [12, 13].

Мишићи су изграђени од већег броја мишићних влакана (неколико стотина), организованих у моторне јединице, тј. у групе мишићних влакана инервисаних истим моторним неуроном [14, 15] (Слика 2). Број и положај моторних јединица у оквиру истог мишића варира од особе до особе, као и шема њихове активације током покрета. Током покрета активиран је само један део моторних јединица, док су остале јединице у „фази одмора“ (осим у случајевима покрета изведених под великим дејством адреналина, када се регрутују максимални капацитети или у случају електричне стимулације). Активација моторних јединица и њихово међусобно смењивање током покрета се одвија по сложеном алгоритму, који се мора посматрати као стохастички. Стохастичка природа ЕМГ сигнала важи када су у питању природне, вољне контракције, док контракције настале услед екстерне стимулације, као резултат дају евоцирани ЕМГ сигнал [16, 17], који има прилично детерминисане карактеристике. Овакви сигнали неће бити разматрани у овом раду.



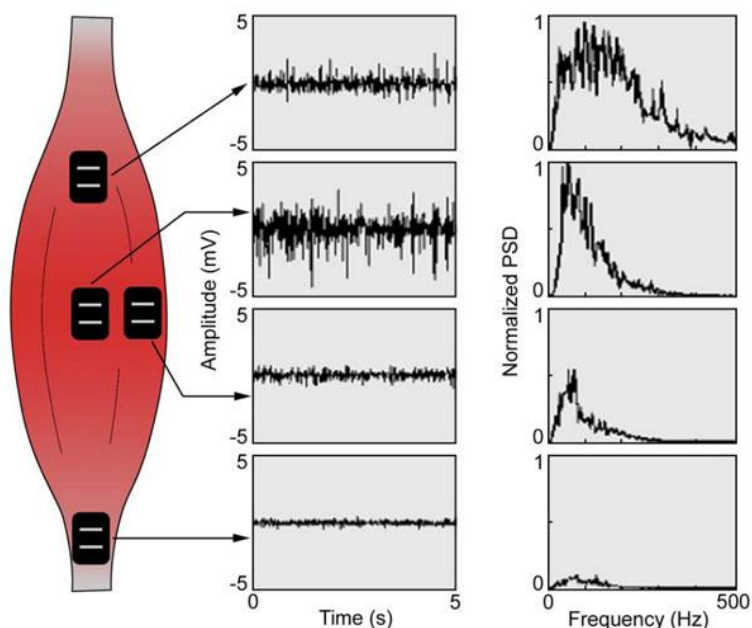
Слика 2 Инервација скелетног мишића; на слици су издвојене две моторне јединице; свака од моторна јединица је инервисана посебним моторним неуроном; место инервације мишићних влакана - моторна плоча; преузето из [15] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слике у некомерцијалне сврхе)

Поред сложене неуро-мускулаторне организације, велики утицај на ЕМГ сигнале имају и околна ткива. Како се наводи у [18], са становишта електромиографије, мишиће треба посматрати као изворе електричне активности окружене проводним медијумом мале отпорности (интерстицијска течност, крв, и друга ткива). Ова проводна ткива су обавијена кожом, која се може посматрати као двослојна мембрана, где је унутрашњи слој проводан (слој живих епителних ћелија), а спољашњи слој (слој мртвих ћелија) има велику отпорност. Електричне карактеристике наведених елемената, који имају утицај на ЕМГ, се мењају у времену у зависности од физиолошких промена у организму условљених различитим факторима: температура [19], хидрираност [20], атмосферски услови [21], замор [22, 23], болести [24], повреде [25] итд. Ове промене су у већој мери стохастичке природе, што се директно пресликава на стохастичне промене у електричном потенцијалу на површини коже, утичу на поновљивост мерења итд.

Традиционално ЕМГ снимање базирано је на биполарној конфигурацији, у којој ЕМГ сигнал представља разлику потенцијала између две тачке на површини коже, где су постављене две мерне електроде изнад одговарајућег мишића.

Пошто ЕМГ сигнали корелишу са активацијом мишићних ћелија, њиховом инервацијом, а самим тим и са стањем моторног система, овај метод налази примену у процени моторичке ефикасности [26, 27, 28], процени поремећаја услед различитих патологија неуро-мускулаторног система [29, 30, 31], праћење замора мишића [32, 33, 34], „biofeedback“ [35] итд.

Са становишта обраде сигнала, у литератури се може пронаћи велики број испитаних техника. Пошто се ради о стохастичком сигналу, за анализу у временском домену најчешће се користи RMS („Root Mean Square“) параметар. Постоји низ радова где је испитивана корелација овог параметра и генерисане силе током покрета, где се показује нелинеарност и нестационарност ове корелације [36, 37]. У раду [38] приказана је примена низа техника (интеграција ЕМГ сигнала, варијанса, Вилсонова амплитуда, „Bias Zero-Crossing“, „Waveform Length“, ауторегресија другог реда) која даје значајне резултате у препознавању покрета шаке, са успехом препознавања преко 85%, док су краткотрајна („Short-Time“) Фуријеова трансформација и краткотрајна ауторегресија дали слабије резултате. Као наставак истраживања, у раду [39] је указано на значајну предност енергије „Wavelet“ коефицијената и кепстралних коефицијената у односу на осталих 17 параметара. Иако је у претходним радовима наведено да параметри из фреквенцијског домена дају слабије резултате у препознавању покрета, замор мишића се у великој мери одражава на фреквенцијски домен и најчешћи показатељ замора је медијана фреквенција [40, 41, 16]. Овај показатељ замора је често у употреби за процену опоравка пацијената са неуро-мускулаторним оштећењима као што је мождани удар [42, 43].



Слика 3 Варијације ЕМГ сигнала у временском (колона лево) и фреквенцијском (колона десно) домену; најјачи интензитет ЕМГ сигнала се добија када је пар електрода постављен изнад средине мишића. Преузето из [45] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слике у некомерцијалне сврхе)

Један од главних проблема који се намеће приликом снимања ЕМГ сигнала је правилно позиционирање електрода, који директно утиче на поновљивост мерења [44]. У раду [45], приказане су варијације ЕМГ сигнала у временском и фреквенцијском домену у зависности од позиције електрода (Слика 3). Велики утицај на бележење

сигнала има величина електрода, њихов облик и међусобно растојање, што се наводи у радовима [44, 46, 47], где се наводи да употреба превеликих електрода на превеликим растојањима доводи до филтрирања дела спектра ЕМГ сигнала. Најправилније бележење ЕМГ сигнала се добија постављањем електрода на место између моторне плоче и тетиве мишића.

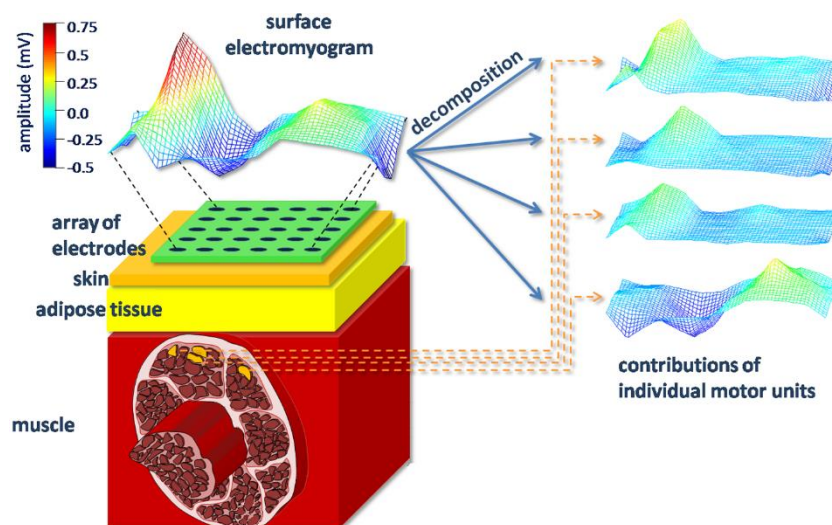
Наведене препоруке, као и низ других резултата вишегодишњег истраживања, обједињени су у конвенционалном протоколу за правилно снимање ЕМГ сигнала под називом „SENIAM“ („Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles“) [48], који даје детаљна упутства за правилно снимање ЕМГ сигнала. Иако протокол даје теоретски исправан савет да електроде треба поставити изнад средине мишића, између инервационе зоне (моторне плоче) и тетиве мишића, постоји велики практични проблем како одредити тачну позицију. У практичним условима најчешћи метод је палпација, за коју је потребно познавање анатомије и искуство. За поједине практичне примене, као што је протеза шаке, где је потребно да корисници буду у стању да сами поставе електроде и протезу, овакав начин представља проблем.

1.1.1. Предности мултиканалне, монополарне конфигурације у односу на стандардни ЕМГ

Развој нових технологија, које су омогућиле снимање већег броја канала паралелно, отвара нови приступ анализе електричне активности мишића. Солуција за решавање поменутог проблема правилног позиционирања електрода за бележење ЕМГ сигнала је мултиканално снимање у монополарној конфигурацији. Монополарна конфигурација подразумева да је ЕМГ сигнал на свим каналима добијен у односу на једну заједничку референтну электроду [49]. Овакав вид снимања се најчешће користи примењујући матричне електроде, чиме се бележи електрична активност мишића на целој регији коју покрива матрица (Слика 4). Један од водећих центара у свету који се дужи низ година бави испитивањем и развојом методологије снимања мултиканалног, монополарног ЕМГ-а је „LISiN“ („Laboratorio di Ingegneria del Sistema Neuromuscolare e della riabilitazione motoria“) центар из Торина (www.polito.it). У овом центру је испитан велики број електрода и различитих материјала, облика (кружне, „pin“ електроде), геометријских конфигурација (правоугаоне матрице различитих димензија и растојања између електрода), као и карактеристике појачавача и осталих делова инструментације [50].

Класична анализа електричне активности мишића, коришћењем једног биполарног канала по мишићу даје само временски зависне карактеристике, док је физичку пропацију потенцијала немогуће забележити таквим системом [51]. Мултиканално монополарно снимање и матричне електроде у анализу уводе и простор као нову физичку величину [52], чиме се добија могућност просторно-временске анализе мишићних потенцијала. Истраживања су показала да положај зглобова [53], дужина трајања контракције [54] и њен интензитет [55] утичу на нехомогену активацију мишића. Ова нехомогеност активације представља такође проблем за стандардни ЕМГ јер је

осетљив на просторне варијације потенцијала, које се јасно детектују монополарним мултиканалним системом.



Слика 4 Илустрација снимања мултиканалног, монополарног ЕМГ-а и мапирање просторне расподеле електричне активности у регији покривеној електродом. ЕМГ мапа (горе лево) приказује просторну расподелу суперпозиције активности појединачних влакана обојених жутом бојом, док су са десне стране приказане декомпоноване ЕМГ мапе за сваку моторну јединицу посебно. Преузето са: <https://lspo.feri.um.si/iMOVE/activities.html> (Љубазношћу аутора дозвољено је коришћење слике у едукативне и некомерцијалне сврхе)

Увођење просторне компоненте у анализу, даје могућност детекције активности појединачних моторних јединица у мишићу [56, 57]. За овакву анализу су у употреби матричне електроде високе резолуције („High-density array electrodes“) [58, 59], које имају велики број поља у матрици на релативно малом простору (нпр. 120 контактних поља у матрици 8x15 са међусобним растојањима од 10mm). Технике анализе сигнала које се примењују за детекцију моторних јединица су базиране на декомпозицији сигнала, као што су препознавање темплата [59], метода коначних елемената [60], „Blind-source“ сепарација [61], статистика вишег реда [62] и компензација кернел конволуцијом [63]. Могућност детекције моторних јединица из површинског ЕМГ-а је показана и у симулираним моделима [64]. Међутим, иако ове технике показују позитивне резултате, ограничене су на препознавање малог броја активних моторних јединица.

Други вид анализе просторне расподеле електричне активности мишића, какав ћу бити приказан и у овом раду, је базиран на ЕМГ мапама. ЕМГ мапе представљају визуализацију тренутне просторне расподеле електричне активности у регији коју покрива електрода. С обзиром на то да се интензитетима додељују боје, анализа ЕМГ мапа се практично своди на анализу дигиталне слике. У радовима [65, 66] је приказа могућност примене за детекцију активних регија приликом изометричних контракција и могућност класификације покрета на основу детектованих регија. Такође, у раду [65] показана је предност овакве методе у односу на стандардне ЕМГ методе, што пружа могућност издвајања регије чија активност је од интереса за анализу, а самим тим умањује грешку услед погрешног позиционирања електрода.

2. Инструментација

Главни део инструментације, на коме се базирају резултати истраживања су појачавач и матричне ЕМГ електроде. У овом поглављу је дат њихов детаљан опис, као и резултати њихове валидације. У овом поглављу дат је и опис кинематско-динамичких сензора, који су поред инструментације за бележење ЕМГ сигнала, коришћени за бележење информација о самом покрету.

2.1. Појачавач

За мерење ЕМГ сигнала коришћен је двадесетчетвороканални појачавач Smarting® (mBrain Train, Београд, Србија). Smarting је одабран као комерцијално доступан био-појачавач, релативно малих димензија (81x52x12mm; маса=60g) у односу на стандардне, вишеканалне ЕМГ појачаваче и остварује конекцију са рачунаром путем Bluetooth-а. Дизајниран је за униполарна снимања (канални бележе сигнале у односу на једну заједничку тачку), што одговара потребама мапирања ЕМГ сигнала које ће се касније вршити. Овакав тип уређаја се сврстава у категорију „Wearable technologies“, која представља светски тренд у домену рехабилитације [67, 68]. Мале димензије и бежична конекција дају предност у примени оваквог уређаја у мерењима функционалних покрета, јер дају потпуну слободу испитанику да изводи покрет. Слика 5 приказује Smarting® појачавач.



Слика 5 Smarting® појачавач (mBrain Train, Београд, Србија), коришћен у склопу инструментације за мерење. Има 24 канала, фреквенцију одабирања од 500 Hz по каналу и остварује конекцију са рачунаром преко Bluetooth-а.

У експериментлним поставкама у којима је био потребан већи број канала коришћена су два Smarting® система. У одговарајућем аквизиционом софтверу, који се може пронаћи на сајту произвођача (<https://mbraintrain.com>), постоји могућност синхроног бележења података са два или више Smarting® система. Ова опција је омогућена помоћу Lab Streaming layer (LSL) платформе, која синхроно бележи податке стримова уређаја који су повезани на рачунаре у истој Local Area Network (LAN) мрежи. Више детаља може се видети на сајту <https://github.com/sccn/labstreaminglayer>.

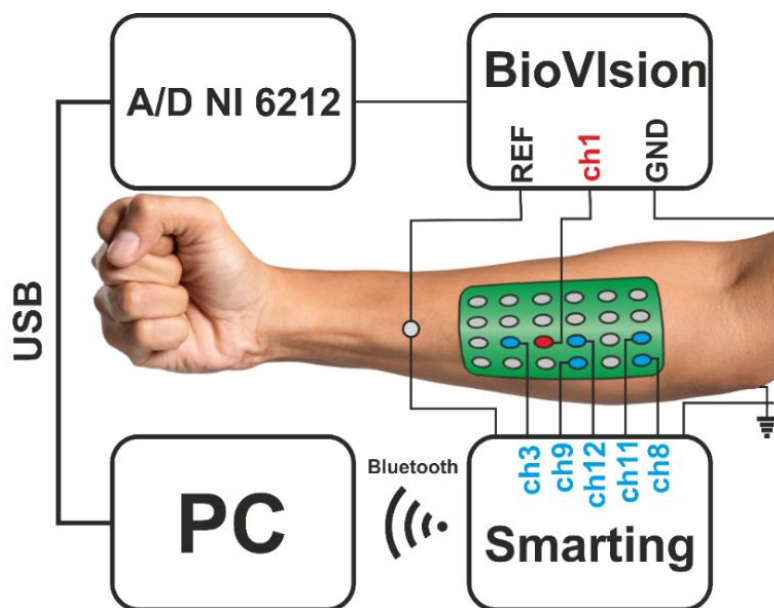
2.1.1. Валидација Smarting® појачавача за сЕМГ²

Због ограниченог протока Bluetooth порта, фреквенција одабирања је ограничена на 500Hz по каналу. Пошто се фреквенцијски опсег ЕМГ сигнала креће до 400Hz, а у [69] је показано да би горња фреквенција одсецања спектра требало да буде 400-450Hz, може се приметити да фреквенција одабирања Smarting® појачавача не задовољава Никвистову теорему о одабирању. Међутим, пошто је методологија касније обраде заснована на анвелопама сигнала, које свакако филтрирају све високе учестаности и како је главни носилац сигнала у опсегу 50-150Hz, могуће је применити овакв уређај.

У [1] је показана могућност примене Smarting појачавача за снимање ЕМГ сигнала, где су упоређени спектри сигнала забележених Smarting појачавачем и професионалним ЕМГ BioVision® појачавачем. Упоређени су ЕМГ сигнали забележени Smarting® системом и сигнали добијени професионалним, комерцијално доступним BioVision® појачавачем (BioVision, Inc., Milpitas, CA, USA, <https://www.biovision.com>). Испитана је корелација забележених ЕМГ сигнала у временском и фреквенцијском домену.

2.1.1.1. Инструментација, испитаници и процедура снимања

Матрична електрода од 24 проводна поља (6x4) (одељак 2.2.1), постављена је на воларној страни подлактице, изнад регије у којој се налазе флексори прстију и шаке. Пет канала Smarting® појачавача (ch3, ch8, ch9, ch11 и ch12) су била повезана на одговарајућа поља матричне електроде, а BioVision® појачавач (ch1) на суседно поље исте матрице (Слика 6). Пошто Smarting® бележи сигнале у монополаарној конфигурацији постављена је референтна електрода у односу на коју су одређивани сигнали на свим каналима. BioVision појачавач је једним крајем био повезан на референтну электроду. Као референтна и „Ground“ електрода коришћене су једнократне Ag/AgCl електроде GS26 (Bio-Medical Inc., Warren, USA).



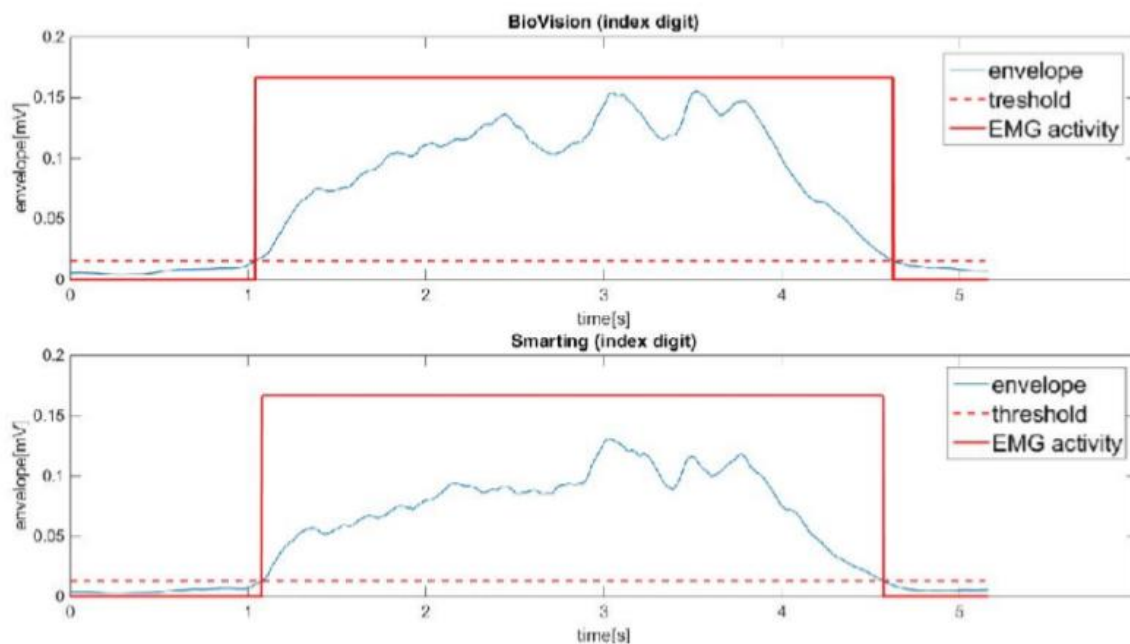
Слика 6 Шематски приказ експерименталне поставке за упоредно снимање сигнала помоћу Smarting® (доле) и BioVision® појачавача (горе); Оба појачавача су повезана истовремено на матричну электроду, како би се упоредиле карактеристике забележених сигнала једним и другим појачавачем.

Smarting појачавача је бележио сигнале фреквенцијом одабирања од 500Hz слао податке директно на рачунар путем блутут конекције, а BioVision® појачавач је са рачунаром био повезан преко NI 6212 A/D картице (National Instruments, Austin, TX, USA, www.ni.com), подешеном на фреквенцију одабирања од 500 Hz.

У истраживању су учествовала три здрава испитаника (23 ± 3 године, десноруки). Њихов задатак је био да направе појединачне флексије кажипрстом, средњим, домалим и малом прстом, као и свим прстима одједном (хват). Покрети су извођени контролисано, помоћу Biometrics® динамометра (Biometrics, Ltd., Newport, UK, www.biometricsltd.com), чији сигнал је приказан испитанику. Задатак је био да испитаник генерише 70% од МВК.

2.1.1.2. Процесирање сигнала

Сви сигнали су обрађивани у „offline“ режиму у програмском окружењу Matlab R2014b (The MathWorks, Natick, MA, USA, www.mathworks.com). Примењено је стандардно претпроцесирање ЕМГ сигнала: отклоњено померање базне линије помоћу „high-pass“ Butterworth филтра (другог реда, фреквенција одсецања 10Hz) и отклоњен је шум на 50 Hz применом „notch“ филтра.



Слика 7 Одређивање периода ЕМГ активности (кажипрст) забележених BioVision® појачавачем (горе) и Smarting® појачавачем (доле). Постављен је праг на 10% од максималне вредности анvelope сигнала за одређивање узлазне и силазне ивице анvelope. Преузето из [1]

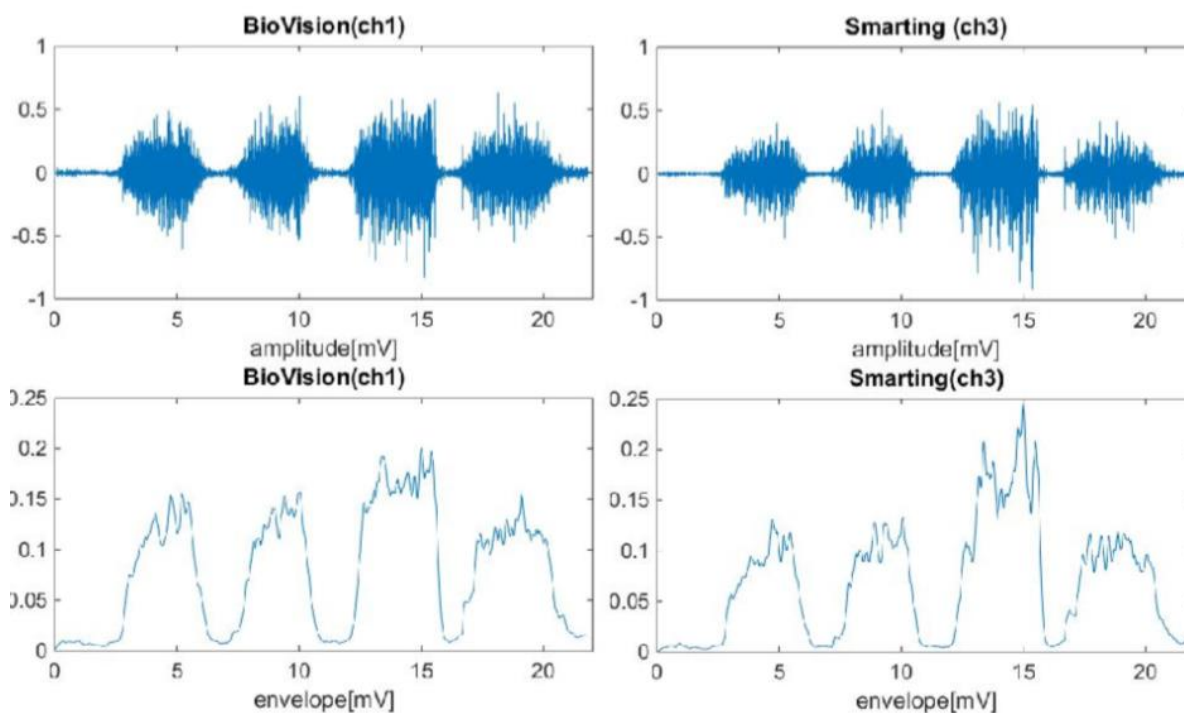
Анvelope ЕМГ сигнала добијене су применом „low-pass“ Butterworth филтра (другог реда, фреквенција одсецања 2Hz) на апсолутну вредност ЕМГ сигнала. Како би се одредила узлазна и силазна ЕМГ анvelope при активацији мишића, постављен је праг на 10% од максималне вредности сигнала. На основу узлазних и силазних ивица одређено је трајање активности, како би се системи за снимање упоредили и у времену. Да би се упоредили облици анvelope и тајминг, израчуната је корелација између анvelope и дужина трајања ЕМГ активности.

Примењена је Фуријеова трансформација за добијање фреквенцијског спектра сигнала и процену густине спектра (PSD – „Power Spectrum Density“). Израчуната је корелација PSD-а сигнала забележених помоћу оба система, како би се упоредили и у фреквенцијском домену.

Други део рада се односио на проверу детаљности ЕМГ мапа добијених на основу сигнала забележених помоћу Smarting® система и матричне електроде. Начин добјања ЕМГ мапа је детаљно објашњен у одељку 3.2.3, док је прецизност ЕМГ мапа добијених оваквим системом приказана у одељку 3.2.5.

2.1.1.3. Резултати и дискусија

Слика 8 даје упоредни приказ филтрираних ЕМГ сигнала снимљених помоћу BioVision® (лево) и Smarting® (десно), током флексија кажипрста, средњег, домалог и малог прста. На доњим панелима су приказане анvelope добијених сигнала. Приказани примери указују на сличан ниво амплитуде и висок ниво корелације. Коefицијенти корелације анvelope сигнала, добијених помоћу два система, износе $0,94 \pm 0,03$. Разлике које постоје су очекиване јер су сигнали снимани са суседних поља у матрици (2cm удаљености).

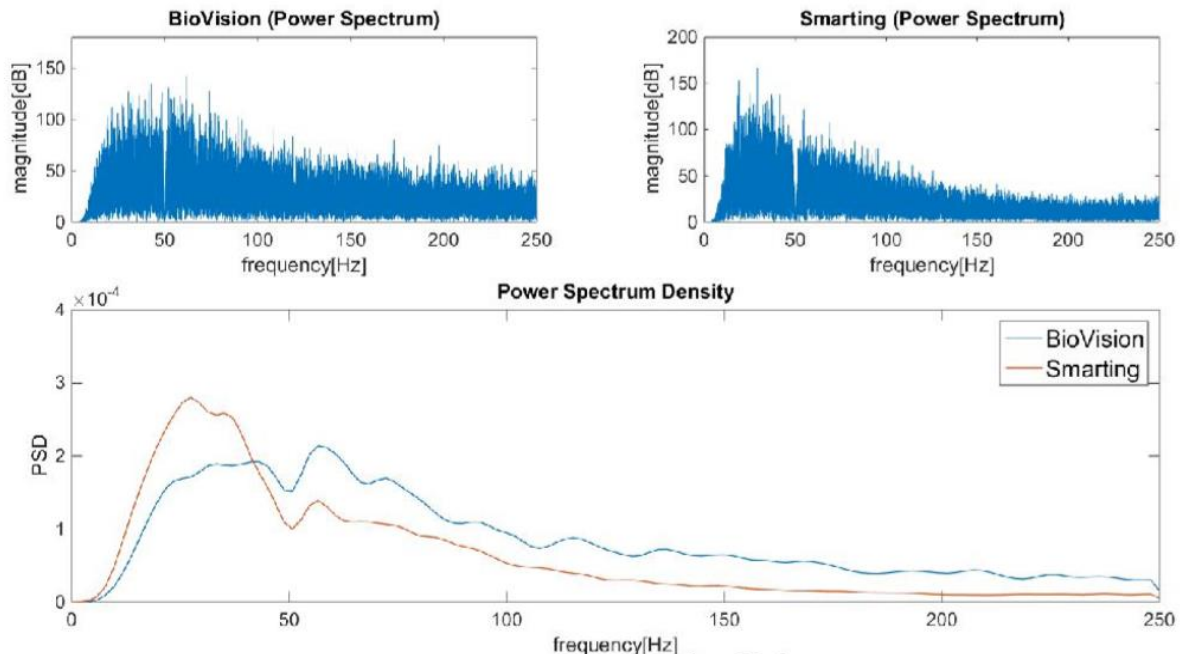


Слика 8 Упоредни приказ сигнала добијених BioVision® појачавачем (лево) и Smarting® појачавачем (десно); на горњим панелима су приказани оригинални сигнали, а на доњим панелима су приказане одговарајуће анvelope сигнала. Сигнали приказују ЕМГ активности током флексије кажипрста, средњег, домалог и малог прста. Слика преузета из [1]

Временска корелација забележених сигнала износи $0,99 \pm 0,01$, што указује на висок степен временског поклапања Smarting® и BioVision® система.

Упоредени су спектри и густине спектра диференцијалних сигнала са оба појачавача израчунавањем корелације (Слика 9). Коefицијент корелације је износио $0,84 \pm 0,09$. Овај коefицијент је нешто нижи, што је и очекивано, с обзиром на разлике у

фреквенцији одабирања, као и на просторне разлике у ЕМГ сигналама, али је и даље у границама високе корелације. Треба приметити да је магнитуда сигнала на нижим учестаностима нешто виша за Smarting® појачавач, што је очекивано јер је иницијално дизајниран за снимање ЕЕГ сигнала, за које су карактеристичне ниске учестаности.



Слика 9 Поређење спектра сигнала забележених BioVision® појачавачем (горе лево) и Smarting® појачавачем (горе десно); на доњем панелу је дат упоредни приказ густине спектра сигнала снимљених BioVision® појачавачем (плава) и Smarting појачавачем (црвена); Слика преузета из [1]

Високи степени корелације по свим параметрима, као и визуелна инспекција сигнала у временском и фреквенцијском домену указују на то да је могуће користити Smarting® систем за анализу амплитуда ЕМГ сигнала.

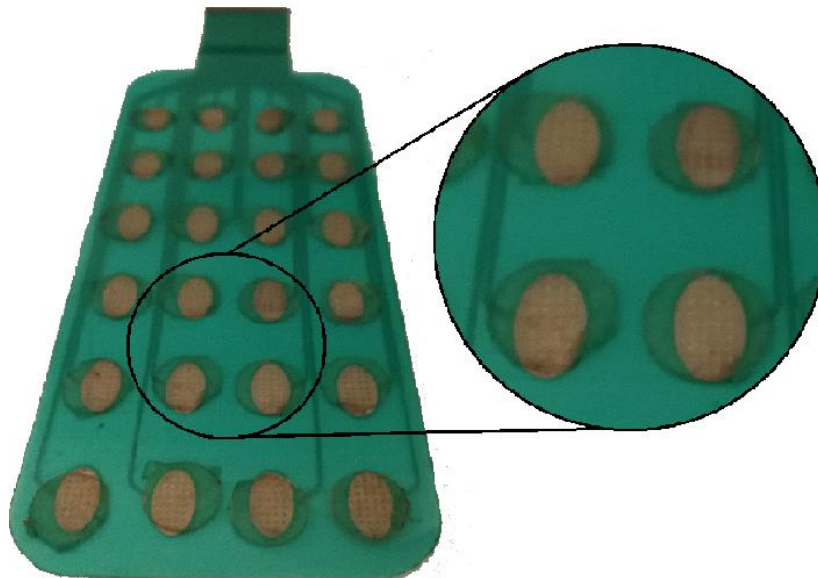
2.2. Електроде

За процену просторне расподеле електричне активности мишића неопходно је снимати сигнале на већем броју места у одређеној регији. Из тог разлога, испитано је неколико различитих матричних електрода различитог дизајна и од различитих материјала.

У ранијим истраживањима, рађеним у оквиру Лабораторије за биомедицинска мерења и инструментацију, матричне електроде су биле у употреби, како за електричну стимулацију [70], тако и за мултиканално бележење ЕМГ сигнала [71]. У докторској тези [72] приказана је методологија за процену стања сензорно-моторног система применом матричних електрода и мапирањем електричне активности мишића. Приказана методологија се заснива на анализи евоцираних потенцијала и праћењу моторног одговора („М-таласа“).

2.2.1. Матричне електроде 6x4 Tecnalia

У различитим испитивањима коришћена је матрична електрода са 24 поља (6x4) произведена у предузећу Tecnalia Serbia (Београд, Србија) (Слика 10). Контактна поља у матрици су пречника 10mm на међусобном растојању од 14mm лонгитудинално и 20mm трансферзално. Поља су израђена од проводне боје на бази сребра, нанетој на полимерну флексибину фолију дебљине 0,25mm. На крају електроде се налази стандардни „flat“ конектор са размаком између пинова од 1mm. Овако формирани контакти између електроде и појачавача у великој мери минимизују артефакте настале услед померања каблова.



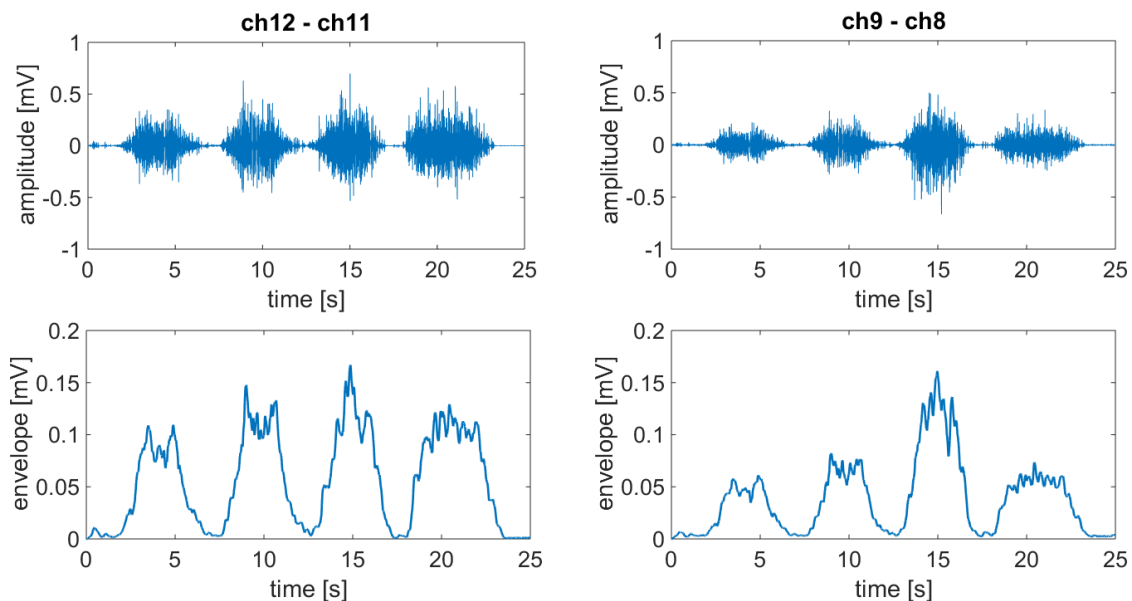
Слика 10 Матрица 24 електроде (6x4) произведена у предузећу Tecnalia Serbia (Београд, Србија); Увеличани део матрице приказује проводни гел AG702 (Axelgaard, Manufacturing Co., Ltd., Denmark) који омогућује бољи контакт електроде са кожом.

На слици у увеличаном кругу могу се видети приказани кружно сечени, кондуктивни гелови који су коришћени како би се остварио бољи контакт између електроде и коже. Гел који је коришћен је AG702 (Axelgaard, Manufacturing Co., Ltd., Denmark, www.axelgaard.com).

Сигнали приказани у претходном одељку (2.1.1) су снимљени помоћу ове матрице. Из сигнала приказаних у временском домену (Слика 8) се јасно види повољан однос сигнал/шум, који је од изузетне важности за правовремену детекцију почетка и краја ЕМГ активности. Такође, у фреквенцијском домену (Слика 9) се уочава карактеристичан облик спектра ЕМГ сигнала.

Што се тиче просторне резолуције матрице, јасна разлика у сигнаlima се може уочити из диференцијалних сигнала (Слика 11), добијених одузимањем монополарних канала (ch12-ch11 и ch9-ch8). Разлике у амплитудама сигнала које се уочавају за различите покрете (кажипрст, средњи, домали, мали прст), при различитим позицијама електрода (растојање између ch12 и ch11, као и ch9 и ch8 је 2cm, док је размак између ових парова 1cm) указују на могућност употребе оваквог дизајна електрода за процену

просторне расподеле електричне активности мишића. Детаљније о прецизности мапирања просторне расподеле видети у одељку 3.2.5.



Слика 11 Диференцијални ЕМГ сигнали добијени одузимањем одузимањем монополарних сигнала снимљених помоћу матричне електроде 6x4 Tecnia и Smarting® појачавача. Приказани сигнали су забележени током појединачних флексија кажипрста, средњег, домалог и малог прста. Могу се приметити јасне разлике у амплитудама сигнала добијених на суседним пољима у матрици за различите покрете. Преузето из: [1]

2.2.2. Матрица „сувих“ електрода

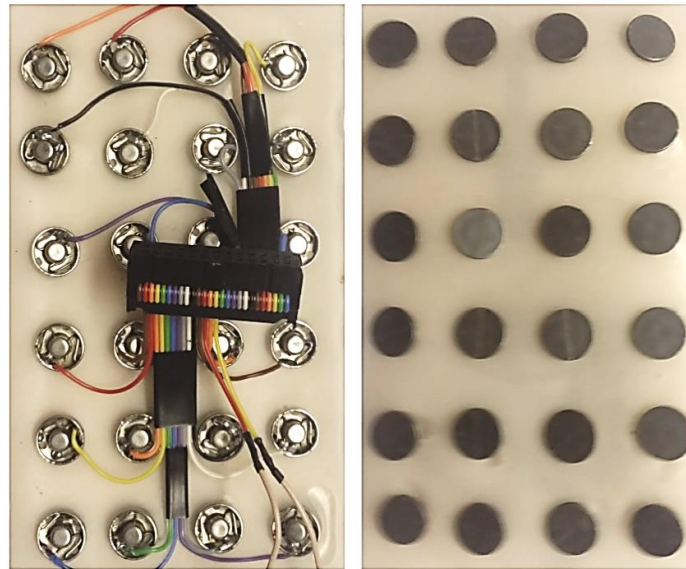
Употреба проводног гела у експерименталним мерењима, а поготову у потенцијалној практичној примени, представља отежавајућу околност:

- 1) гел се временом прља па је потребно на одређени период вршити промену гела;
- 2) приликом скидања електроде често долази до одлепљивања гела са електроде, што захтева постављање новог
- 3) ако се гел превише осуши потребно га је заменити новим јер губи кондуктивна својства.

Да би се избегле наведене компликације са гелом, испитане су матрице „сувих“ електрода које не користе кондуктивни гел (Слика 12). Матрица је такође правоугаоног облика и у распореду 6x4. Коришћене су SA9327 EKG/EMG Ag-AgCl електроде (Thought Technology Ltd., Montreal, Canada, www.thoughttechnology.com), пречника 10mm на међусобном растојању 20mm лонгитудинално и трансферзално. Носилац електрода је флексибилна полу-вулканизована гума, нетоксична и биокомпатибилна. Полу-вулканизована гума се користи за облагање унутрашњег дела протеза за екстремитете јер се сама лепи за кожу и лепљивост се не смањује након више употреба. Ово својство носећег материјала даје стабилност матрици и умањује непожељно померање електроде.

Иако се показало да коришћене „суве“ електроде дају довољно квалитетне сигнале (висок однос сигнал/шум), у практичним применама постају неупотребљиве

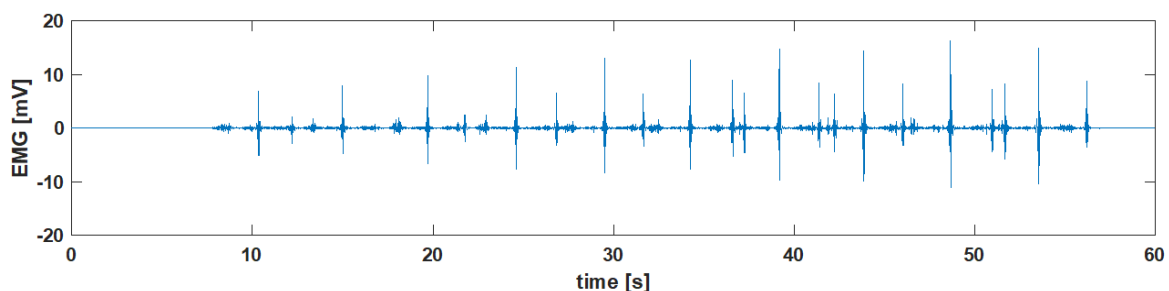
због велике осетљивости на померање услед потреса изазваних покретом екстремитета (спуштање руке на сто, контакт пете са подлогом итд.). Пошто нема проводног гела који остварује контакт између електроде и коже, при померању електроде долази до појаве



Слика 12 Матрица 24 "суве" електроде (не користи се кондуктивни гел) SA9327 EKG/EMG Ag-AgCl електроде (Thought Technology Ltd., Montreal, Canada, www.thoughttechnology.com); електроде су пречника 10mm на међусобном растојању 20mm лонгитудинално и трансферзално; носилац је полувулканизована гума, добрих еластичних и адхезивних особина.

артефаката у сигналу у виду пикова изузетно високе амплитуде (до једног реда великочине веће од остатка сигнала) (Слика 13).

Овакви артефакти су неминовни при неким наглим покретима, као што су ударци петом при ходу, и могу се отклонити применом „ICA“ метода на сличан начин као што се отклања и ЕКГ артефакт у ЕМГ сигналима [73]. Такође, у раду [65] приказана је техника детектовања и уклањања артефаката насталих померањем каблова и електрода. Међутим, због превелике учестаности појављивања оваквих артефаката и при релативно благим покретима (цилиндрични хват изведен у спором темпу - поглавље 3.1) употреба сувих електрода овог типа губи смисао.



Слика 13 Пример ЕМГ сигнала са артефактима од померања електрода током покрета. Сигнал је забележен на воларној страни подлактице приликом серије цилиндричних хватава изведених у споријем темпу од природног. Пикови који се јављају и при минималним покретима отежавају анализу.

2.2.3. Трапезоидни облик електрода

Суве електроде SA9327 EKG/EMG Ag-AgCl електроде, описане у претходном одељку (2.2.2), са додатим кондуктивним гелом дају знатно стабилније сигнале. Да би се што ефикасније искористио ограничени број електрода (24 канала на појачавачу), направљен је трапезоидни распоред електрода, који више одговара облику екстремитета. Електроде су распоређене у 6 редова у распореду од 5-5-4-4-3-3 електроде по реду (Слика 14).

Коришћен је кондуктивни гел AG936 (Axelgaard, Manufacturing Co., Ltd., Denmark, www.axelgaard.com). Иако је AG936 „grounding“ гел и има већу отпорност ($\sim 370\Omega$), показало се да се добијају довољно велике амплитуде ЕМГ сигнала и при тако високој отпорности гела. Разлог због ког је коришћен овај гел је његова одлична адхезивна карактеристика, која је од великог значаја за ублажавање артефаката приликом потреса. Ове електроде су коришћене у анализи хода, где постоји константна побуда система приликом ударца петом и замаха потколеницом, па је стабилизација електрода од великог значаја. Примена ових електрода је приказана у поглављу 5.



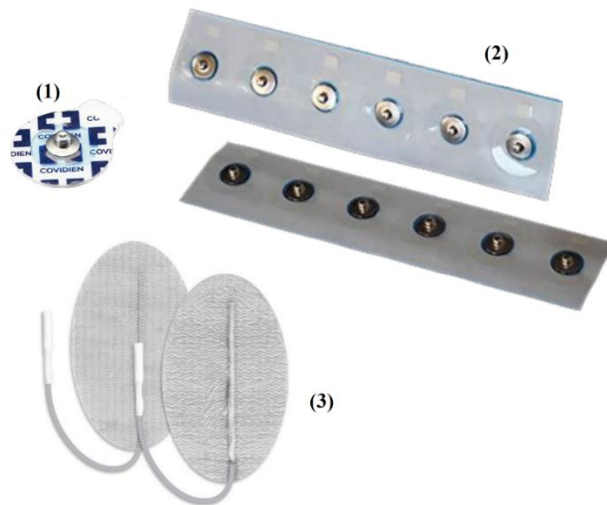
Слика 14 Трапезоидни распоред електрода; 24 SA9327 EKG/EMG Ag-AgCl електроде (Thought Technology Ltd., Montreal, Canada, www.thoughttechnology.com) распоређене у 5-5-4-4-3-3 распореду. Коришћен је кондуктивни гел AG936 (Axelgaard, Manufacturing Co., Ltd., Denmark, www.axelgaard.com).

2.2.4. Референтна и „ground“ електрода

Као референтне и „ground“ електроде коришћене су различите врсте једнократних, комерцијално доступних ЕМГ електрода, кружног облика и стандардног пречника од 10mm:

- BRD H124SG (Covidien, Medtronic, Dublin, Ireland, www.medtronic.com) (Слика 15 1);
- GS26 (Bio-medical Instruments, MI, USA, www.bio-medical.com) (Слика 15 2).

Да би се обезбедила боља минимизација екстерних шума, као што је шум на 50Hz, пожељна је што већа површина „ground“ електроде. Као „ground“ електрода коришћена је Axelgaard PALS Platinum овална електрода (Axelgaard, Manufacturing Co., Ltd., Denmark, www.axelgaard.com) већег пречника 64mm и мањег 40mm (Слика 15 3).



Слика 15 Једнократне електроде BRD H124SG (1) и GS26 (2), коришћене као референтне електроде и Axelgaard PALS Platinum (3) коришћене као „ground“ електроде

2.3. Кинематички и динамички сензори

Иако је примарни циљ анализа мишићних активности, поред система за бележење ЕМГ сигнала, коришћене су и различите врсте кинематских и динамичких сензора. Мерење ЕМГ сигнала даје информацију о активностима актуатора покрета, док кинематички и динамички сензори дају информацију о покрету, који настаје као последица мишићних активности, чиме се употпуњује анализа и просторно-временски модели покрета.

2.3.1. Динамометри

За праћење и контролу јачине флексије прстију, коришћени су динамометри, ергономски прилагођени шасти.

У радовима [1, 2, 3] коришћен је професионални, комерцијално доступан динамометар G200 (Слика 16 а1), произведен у компанији Biometrics Ltd. (Newport, UK, www.biometricsltd.com). Овај динамометар је дизајниран првенствено за праћење цилиндричног хвата, тако да не прави диференцијацију између појединачних прстију. Мерни опсег му је од 0 до 90kg (9,02N). Сигнале са динамометра је могуће забележити повезивањем на „Data Log“ уређај који је фабрички намењен за бележење сигнала са свих Biometrics сензора. Пошто динамометар има аналогни излаз, могуће је повезати га на било који појачавач или А/Д картицу.

За анализу доприноса појединачних прстију током хвата, у раду [5], коришћен је наменски направљен динамометар са одвојеним пољима за кажипрст, средњи, домали и мали прст ((Слика 16 а2). Уређај је базиран на четири ваздушне коморе за стезање, у којима се налазе сензори притиска.



Слика 16 Кинематски и динамички сензори коришћени за естимацију покрета прстима и шаком; (а) динамометар за процену силе хвата за свим прстима „G200“ (1) и са одвојеним сензорима за појединачне прсте (2); (б) гониометри за мерење углова у зглобовима „F35“ (1), „SG65“ (2) и SG110/A (3); (в) рукавица са мерним тракама за детекцију флексије прста

2.3.2. Гониометри

За снимање углова зглобова прстију и шаке коришћене су различите врсте гониометара произведених у компанији Biometrics Ltd. За снимање углова на зглобовима кажипрста, средњег, домалог и малог прста, коришћени су једноосни F35 гониометри ((Слика 16 б1). Због својих малих димензија (53x8mm) погодни су за постављање на зглобове прстију уз минимално ометање испитаника у извођењу покрета. За снимање углова на палцу коришћен је двоосни гониометар SG 65 ((Слика 16 б2). Две осе овог гониометра су погодне за праћење флексије/екстензије и абдукције/аддукције палца. Двоосни гониометар SG 110/A је коришћен за снимање флексије/екстензије и радијалне/улнарне девијације зглоба шаке ((Слика 16 б3). Трансферзална оријентација

једног сегмента овог гониометра оставља већу слободну површину на подлактици, остављајући доступном регију од интереса за снимање ЕМГ сигнала.

Сви гониометри су повезивани преко угаоне јединице (Angle Unit , Biometrics Ltd) на NI USB 6216 A/D картицу, а картица даље на рачунар.

2.3.3. „Data glove“

За детекцију покрета појединачних прстију, коришћена је и наменски направљена рукавица ((Слика 16 в) са шест мерних трака FlexSensors4.5”(Spectral Symbol, Salt Lake City, UT, USA, www.spectrasymbol.com). Четири мерне траке су намењене за испитивање флексије/екстензије палца, кажипрста, средњег и домалог прста (мали прст је изостављен услед велике корелације са домалим прстом), а две супротно орјентисане мерне траке су постављене на зглоб шаке (једна мерна трака мери опсег од -90° до 0° , а друга од 0° до 90°). Мерне траке су преко NI USB 6009 A/D картице повезиване на рачунар. У ранијим радовима [70, 74] презентована је употреба овог система.

2.3.4. Сензори за анализу хода

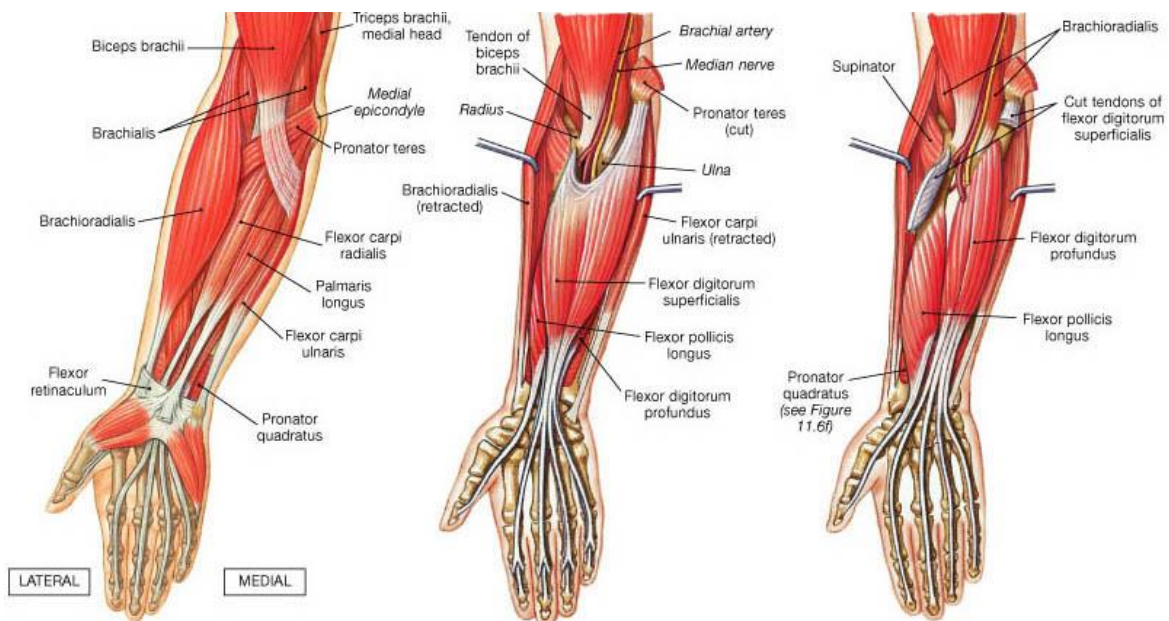
За анализу хода коришћен је Gait Tutor (Rehab Shop, Belgrade, SRB, www.rehabshop.rs) уређај, у форми уложака за ципеле (Слика 17). У сваки уложак је смештено по пет сензора притиска (медијална и латерална страна пете, медијална и латерална страна метатарзала и палац), за анализу дистрибуције притиска током фазе ослонца. У сваки уложак је уграђена и по једна инерцијална јединица са троосним жirosкопима и акцелерометрима, како би се добила слика о кретању стопала током хода. Улошци успостављају бежичну везу са рачунаром путем трансмитера. Да би се улошци прилагодили величини стопала испитаника, уређај има опцију продужавања и скраћивања помоћу наставка приказаних на слици.



Слика 17 "Gait Tutor" (Rehab Shop, Belgrade, SRB, www.rehabshop.rs) систем за снимање кинематике и динамике хода - улошци за ципеле са уграђеним сензорима силе и инерцијалним јединицама; повезују се са рачунаром бежино

3. Препознавање покрета прстију и шаке на бази мултиканалног ЕМГ-а

Људска шака представља изузетно сложен систем, са великим бројем степени слободе, са мноштвом тетива, моторних и сензорних неурона, организованих у веома сложен систем, којим претежно управљају мишићи у подлактици. Двадесет четири мишићне групе, повезане сензорним и моторним неуронима са централним нервним системом, су укључене у контролу покрета шаке и контролишу двадесет једну ротацију зглобова прстију (три флексије/екстензије и абдукција/аддукција четири прста и пет ротација у оквиру палца), две ротације у зглобу шаке (радијална/улнарна девијација и воларна/дорзална флексија), као и супинацију/пронацију. Слика 18 приказује воларну страну подлактице на којој се налазе флексори прстију и шаке, где се може приметити да су мишићи организовани у три слоја (површински, средњи и дубоки). Оваква организација представља додатни проблем за површински ЕМГ, јер су активности мишића из дубљих слојева заклоњене мишићима ближим површини коже. Иста организација по слојевима је и на дорзалној страни подлактице.



Слика 18 Анатомија воларне стране подлактице и шаке: површински слој мишића (лево); средњи слој мишића (средина) и дубоки слој мишића (десно). Преузето са: www.boneandspine.com (приступљено у фебруару 2020. године; љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

Сваки моторички задатак покреће себи својствене синергије мишића [93]. Ни један природан покрет шаком или прстима не настаје као последица активације једног изолованог мишиће, већ је он синергија групе мишића. Мишићна синергија, као синхрони систем активације групе мишића са заједничким задатком, увек је базирана на стратегији која смањује комплексност контроле покрета.

Паралелно снимање ЕМГ сигнала и кинематике покрета дају могућност формирања модела за контролу роботских шака и других манипулатора, контролисаних помоћу ЕМГ сигнала. У овом делу тезе су приказане могућности примене мултиканалног ЕМГ-а за добијање контролних сигнала. На примеру цилиндричног

хвата, као најчешће коришћеног покрета шаком, биће приказана просторно-временска анализа мишићних синергија. Биће описана два приступа:

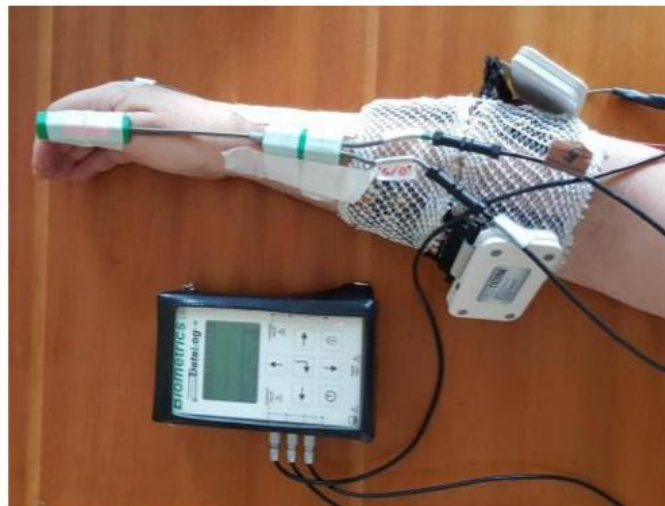
- 1) анализа мултиканалног ЕМГ-а на бази РСА метода и могућности примене добијених компоненти за формирање „black-box“ модела за контролу [88];
- 2) анализа просторно-временских слика расподеле електричне активности мишића – ЕМГ мапа, добијених доделом скале боја одговарајућим интанзитетима [89].

У настацку су приказани алгоритам за препознавање појединачних покрета прстију шаке на бази ЕМГ мапа [94]. С обзиром да се ЕМГ мапе практично дигиталне слике, алгоритам је базиран на техникама дигиталне обраде слике.

3.1. Просторно-временска слика мишићних синергија током хвата³

За разумевање резултата и дискусије из овог поглавља неопходно је упознати се са процедуром снимања током експеримента. Више детаља о експерименталној поставци, као и о демографским подацима може се видети у [2].

За испитивање мишићних синергија током хвата било је потребно забележити мишићне активности на воларној и дорзалној страни подлактице. За ту намену коришћене су две матрице сувих електрода (видети 2.2.1) у комбинацији са два умрежена Smarting® система (Слика 19). Информације о покрету прстију су добијане на основу гониометара, како би се синхроним снимањем повезале секвенце ЕМГ сигнала са фазама покрета.



Слика 19 Експериментална поставка за снимање ЕМГ сигнала са воларне и дорзалне стране подлактице током цилиндричног хвата (хватање флаше); по једна матрична електрода је била постављена на воларну и дорзалну страну подлактице; на палац и средњи прст су постављени гониометри како би се забележиле информације о фази покрета. Преузето из [2]

Испитаник је седео за столом са доминантном руком (на коју су претходно постављени сензори) положеном на површину стола, са дланом ка столу, тако да се шака налази у линији са ипсилатералним раменом. Висина стола је подешена тако да се лакат доминантне руке у опуштеном стању налазио приближно 5cm изнад стола. Објекат за хватање (флаша од 0,5l воде), се налазио на столу испред испитаника (централно), на растојању од приближно 20cm. Угао у лакту је приближно износио 140°.

Задатак испитаника је био да ухвати предмет тако што ће покрет поделити на пет секвенци: 1) прехензија (подизање шаке са стола и отварање шаке), 2) хватање, 3) подизање и спуштање објекта, 4) пуштање објекта, 5) вараћање шаке у почетни положај и опуштање. Свака секвенца је трајала 4 секунде и испитаник је био обавештен аудиторним сигналом о протоку времена.

3.1.1. Примена PCA на мултиканални ЕМГ за анализу мишићних симетрија

Примена PCA (Principal Component Analyzes) метода на забележене сигнале са мишића синергиста има за циљ да прикаже ниво њихове корелације и да испита могућност редукције компоненти за улазне сигнале потенцијалног контролера за рехабилитационе манипулаторе (протезе шаке, стимулаторе, „biofeedback“ уређаје итд.). Циљ је да се на принципу „black-box“ модела прикаже могућност редукције компоненти. Резултати приказани у овом одељку су базирани на раду [88].

3.1.1.1. Процесирање сигнала

Сви сигнали су забележени фреквенцијом одабирања од 500Hz и процесирани су у „offline“ режиму у програмском окружењу Matlab R2014b (The MathWorks, Natick, MA, USA, www.mathworks.com).

ЕМГ сигнали су филтрирани применом „HP Butterworth“ филтра (фреквенција одсецања 2Hz), чиме је уклоњено померање базне линије. Применом „notch“ филтра на 50Hz уклоњен је шум који потиче од капацитивне спреге организма и градске мреже. Детаљније о препроцесирању ЕМГ сигнала видети у одељку 3.2.2. На сигнале са гониометара примењен је „LP Butterworth“ филтар (фреквенција одабирања 2Hz).

ЕМГ сигнали су подељени на интервале на основу сигнала са гониометара (углови флексије/екстензије средњег прста и опозиције/екстензије палца). У сигналима са гониометара су детектоване узлазне и силазне ивице. Узлазне и силазне ивице сигнала са средњег прста одговарају прехензији и хватању, док ивице сигнала са палца одговарају спуштању и подизању руке са стола.

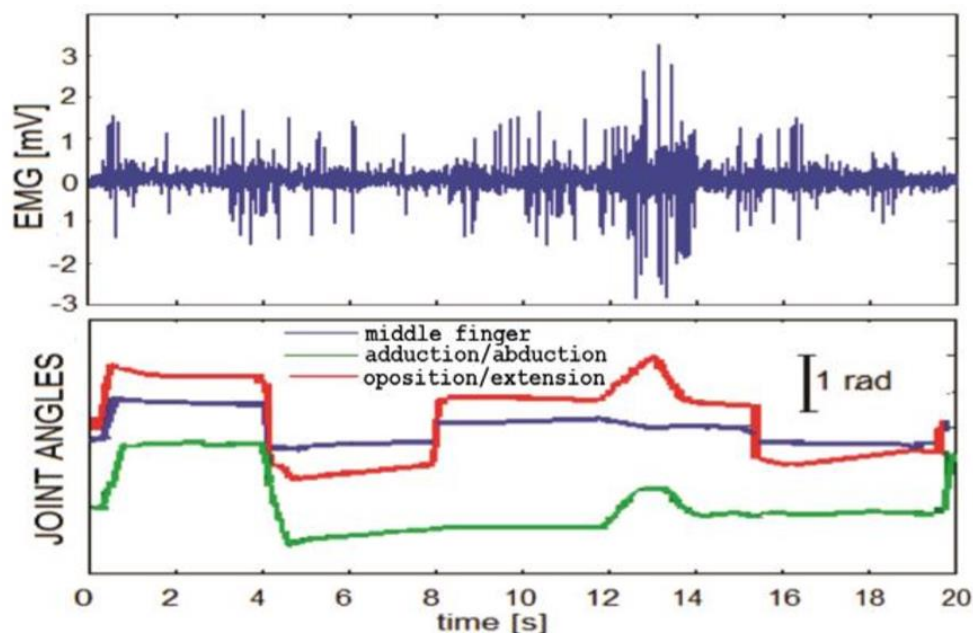
Алгоритам за детекцију узлазних ивица је следећи: ако је разлика између прве и друге тачке у сигналу већа од одређеног прага и ако је разлика између друге и треће тачке у сигналу већа од истог прага, онда је интервал сматран узлазном ивицом. По сличном принципу је детектована и силазна ивица: ако је разлика између друге и прве тачке веће од прага и ако је разлика између треће и друге тачке већа од истог прага, онда

је интервал сматран силазном ивицом. Код детекције ивица на сигналу са палца постављен је додатни услов, да је вредност сигнала већа 1,5 пута од средње вредности сигнала. Ивице које су трајале краће од 0,2s сматране су артефактом. Сигнали свих фаза су временски нормализовани у односу на најкраћу фазу.

На интервале ЕМГ сигнала је примењен РСА метод. Издвојене су прве две компоненте (PC – Principal Components).

3.1.1.2. Резултати и дискусија

Слика 20 приказује секвенцу од 20s (пет фаза задатог покрета по 4s) једног од 48 ЕМГ сигнала (горњи панел) и сигнала са гониометара (доњи панел). На доњем панелу се јасно уочавају узлазне и силазне ивице које је потребно детектовати за одређивање интервала различитих фаза покрета.



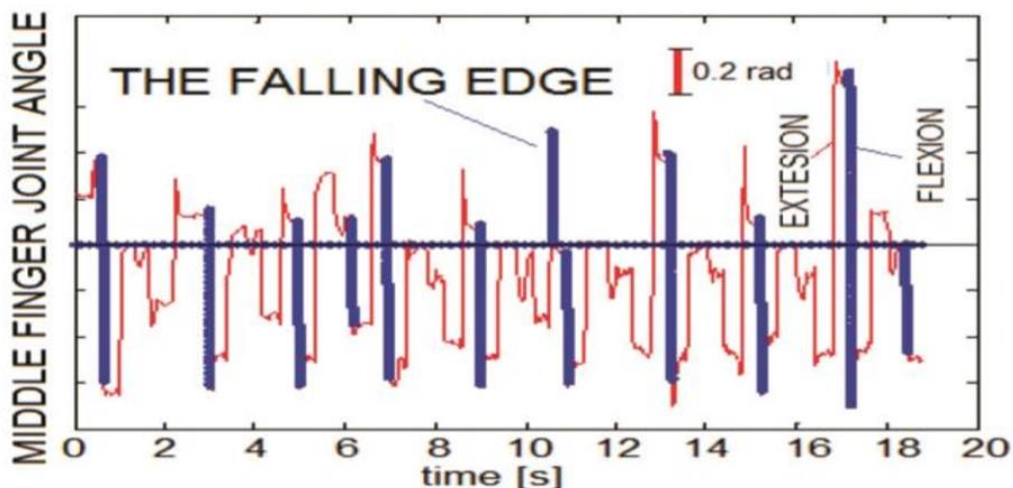
Слика 20 Секвенца ЕМГ сигнала са једног канала са воларне стране подлактице, током једне итерације задатог покрета (горњи панел); На доњем панелу су приказани сигнали са гониометара, забележени паралелно са ЕМГ-ом. Преузето из [2]

Слика 21 приказује сигнал са гониометра постављеног на средњи прст и пример детектованих ивица. Плавом бојом су означене детектоване силазне ивице које одговарају затварању шаке приликом хвата.

Слика 22 приказује корелацију карактеристика („features“) у корелационом кругу где су осе прве две компоненте (лево) и угао пројекције (десно). На горњем панелу су приказани резултати за првог испитаника а на доњем за другог. Приказани резултати су за интервале узлазних ивица на гониометру са средњег прста (прехензија).

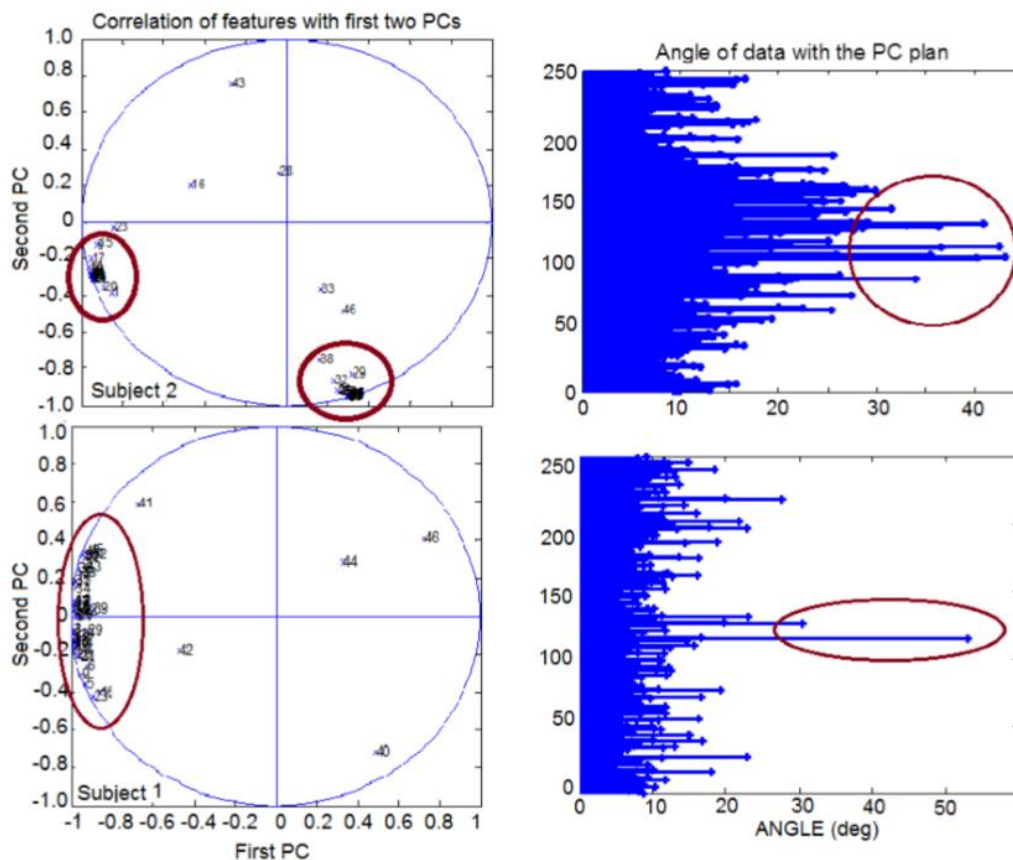
Слика 23 приказује корелационе кругове за исте испитанике само за интервале силазних ивица сигнала гониометара са зглоба палца (враћање шаке у почетни положај).

Приказани резултати осликавају неколико важних аспеката примене овог метода. Слика 22 приказује изразите синергије са јасно груписаним компонентама, посебно за испитаника 2 (сличан резултат се добија и за испитаника 3). На десним панелима се јасно



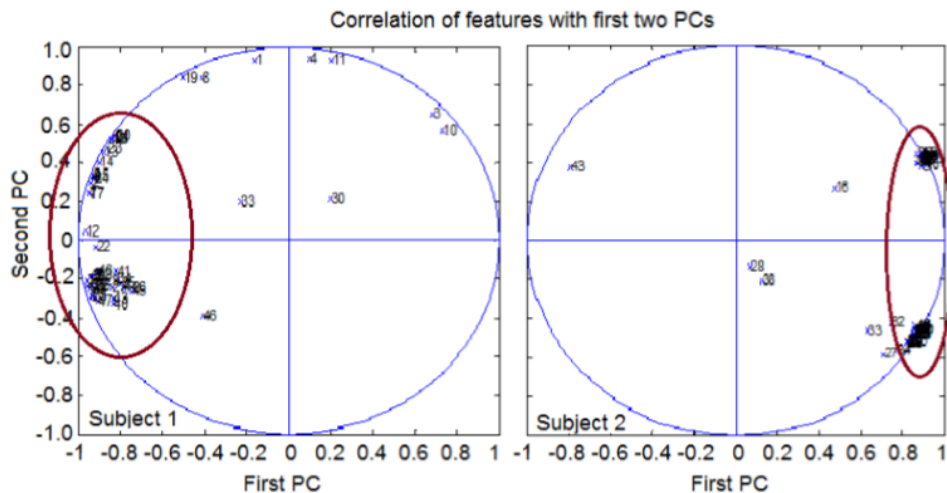
Слика 21 Сигнал са гониометра постављеног на зглоб средњег прста забележен током 10 понављања задатка; Плава линија представља детектовану силазну ивицу сигнала, која је употребљена за детекцију фаза покрета. преузето из [2]

уочава група компоненти код испитаника 1 (горе), док се код испитаника 2 (доле) уочавају само 2 доминантне компоненте, од којих је једна израженија. Овако изражене компоненте код испитаника 2 су очекиване услед јаке синергије, тј. услед јасног груписања тачака у корелационом кругу. Слични резултати се уочавају и при опозицији палца (Слика 23): постоји изражена корелација код свих испитаника, али је најизраженија код испитаника 2.



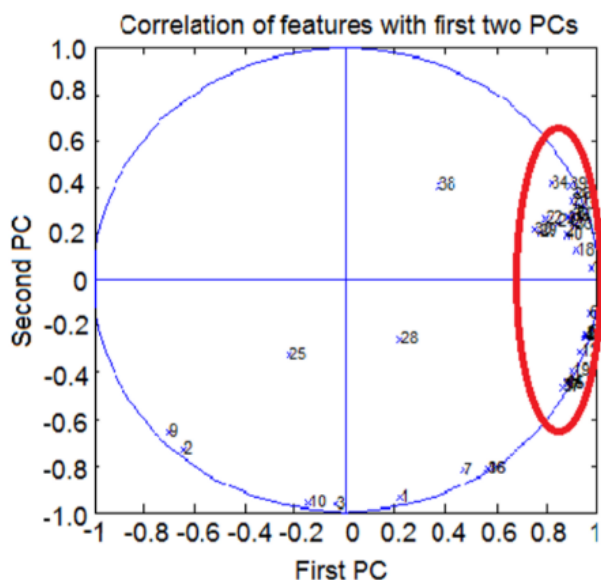
Слика 22 Корелација карактеристика добијених применом PCA метода на интервале ЕМГ сигнала који одговарају узлазним ивицама (10 нормализованих секвенци) сигнала са гониометра постављеног на зглоб средњег прста, за испитаника 1 (горњи леви панел) и испитаника 2 (доњи леви панел); Расподела углова пројекције на PC план је приказана са десне стране за одговарајућег испитаника. Преузето из [2]

Добијени резултати доводе до закључка да постоје изражене корелације услед синергијског деловања мишића током покрета. Висок степен редукције компоненти услед високе корелације, као у случају испитаника 2, представља погодност са становишта машинског учења и неуралних мрежа, јер смањује број потребних улаза (у случају испитаника 2 само 2 улаза су потребна).



Слика 23 Корелација карактеристика добијених применом PCA метода на интервале ЕМГ сигнала који одговарају силазним ивицама (10 нормализованих секвенци) сигнала са гониометра постављеног на зглоб палцае за испитаника 1 (лево) и испитаника 2 (десно); преузето и адаптирано из [2].

Када је PCA примењена на сигнале забележене са редукованим бројем електрода (Слика 24), такође је уочена корелација. Овакво постојање синергија указује на чињеницу да иако не постоји контрола свих мишића и даље је могуће остварити жељени покрет.



Слика 24 Примена PCA на сигнале са редукованим бројем електрода; Приказани резултати су добијени на основу силазних ивица код испитаника 1; уочава се високо степен корелације (груписање тачака у црвеној елипси); преузето из [2]

Синергије варирају од испитаника до испитаника. Према томе, оваква анализа није универзална, већ се мора понављати за сваког испитаника посебно.

3.1.2. ЕМГ мапе мишићне синергије током хвата⁴

Претходно показана корелација компоненти добијених на основу већег броја ЕМГ сигнала са воларне и дорзалне стране подлактице, заснованих на синергијском деловању мишића, и показана могућност њихове редукције, дају одличан основ за формирање „black-box“ модела за добијање контролних сигнала. У овом одељку ће бити показана могућност праћења истих мишићних синергија (на истим сигналима), базирана на просторно-временској расподели електричне активности мишића. Чињеница да просторна расподела ЕМГ активности корелише са мишићном активацијом представља основ за овакву анализу, која даје детаљније разумевање мишићних синергија. Овај одељак је базиран на резултатима приказаним у раду [89]

Матричне електроде прекривају целе регије у којима се налазе мишићи синергисти. Дводимензионом интерполацијом одбирака анвелопа свих канала једне матрице из истог временског тренутка, добија се ЕМГ мапа, која представља процену просторне расподеле ЕМГ активности у регији испод електроде. Интензитетима се додељује скала боја (од тамно плаве – нема активности до тамно црвене – максимална активност), како би се направила визуелна репрезентација расподеле. Детаљан опис формирања ЕМГ мапа дат је у одељку 3.2.3.

3.1.2.1. ЕМГ мапе и анатомија

С обзиром на број и величину електрода коришћених при бележењу ЕМГ сигнала, очекивано је да ЕМГ мапе буду довољно детаљне да прикажу слику синергије појединих мишића укључених у одређени покрет. Слика 25 приказује пример две ЕМГ мапе, забележене у истом тренутку на воларној (Слика 25 лево) и дорзалној (Слика 25 десно) страни подлактице како би се забележиле електричне активности и флексора и екстензора одговорних за покрете прстију и шаке.

На воларној страни се може приметити изражена активност на целој површини мапе, што нам указује на то да су флексори били активни у току снимања. На воларној ЕМГ мапи се издваја црвена регија са јачом активности у односу на остатак, на којој се налазе *flexor digitorum superficialis m.* и *flexor digitorum profundus m.*, који су одговорни за флексију одговарајућих фаланги кажипрста, средњег, домалог и малог прста.

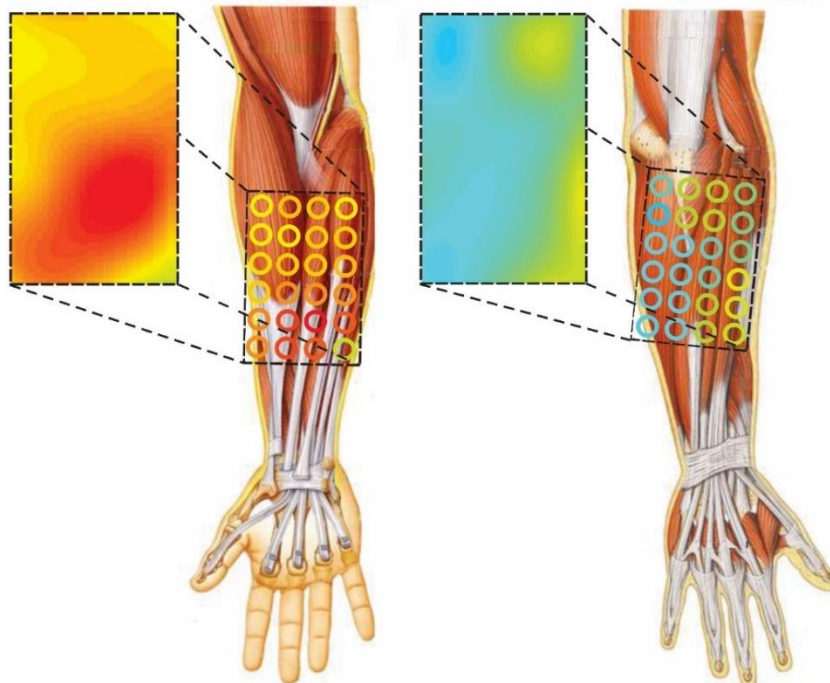
Са друге стране видимо нешто слабију активност него на воларној страни, али издвајају се две регије на местима на којима се налазе *extensor digitorum m.* и *anconeus m.* Први учествује у екстензији прстију и шаке, док је други укључен у екстензију подлактице. Када активности упоредимо са анатомском сликом, можемо закључити да су прсти били у флексији (активност флекосра детектована на воларној ЕМГ мапи), да је зглоб шаке био стабилан (коконтракција екстензора детектована на дорзалној ЕМГ мапи) и да је рука била у екстензији (*anconeus m.*). Овакав опис се поклапа са задатком који је испитаник имао приликом снимања: хватање флаше на столу испред себе.

Из наведеног примера се може закључити да ЕМГ мапе добијене оваквим системом (матрице од по 24 електроде) носе информацију о синергији различитих

⁴ Ово поглавље је базирано на раду:

I. Topalović and D. B. Popović, "EMG Maps for Estimation of Muscle Activities During the Grasping," in Proceedings of 3rd IcETAN, Zlatibor, Serbia, 2016.

мишића током покрета. Пошто су површински ЕМГ сигнали суперпозиција активности које потичу из различитих извора, самим тим и ЕМГ мапе дају суперпозицију просторне расподеле. На примеру ЕМГ мапе са воларне стране је поменуто да је црвена регија која се издваја у највећој мери последица активности два флексора прстију који се налазе непосредно испод тог дела матрице, али свакако је присутан допринос и околних мишића. Добити информацију о доприносу појединачних мишића, или још детаљнију, на нивоу моторних јединица, потребно је применити сложеније системе са већом просторном резолуцијом снимања, и технике декомпозиције сигнала како би се проценила активација појединачних извора сигнала [53]. Међутим, оваква анализа излази из оквира овог рада, јер циљ није детекција појединачних извора, већ детекција покрета на основу активних регија. У конкретном примеру, у флексији прстију увек су ангажовани и *flexor digitorum superficialis m.* и *flexor digitorum profundus m.* (у различитим односима, али су увек активни), тако да за потребе препознавања покрета довољно је детектовати њихову укупну активност на ЕМГ мапи.



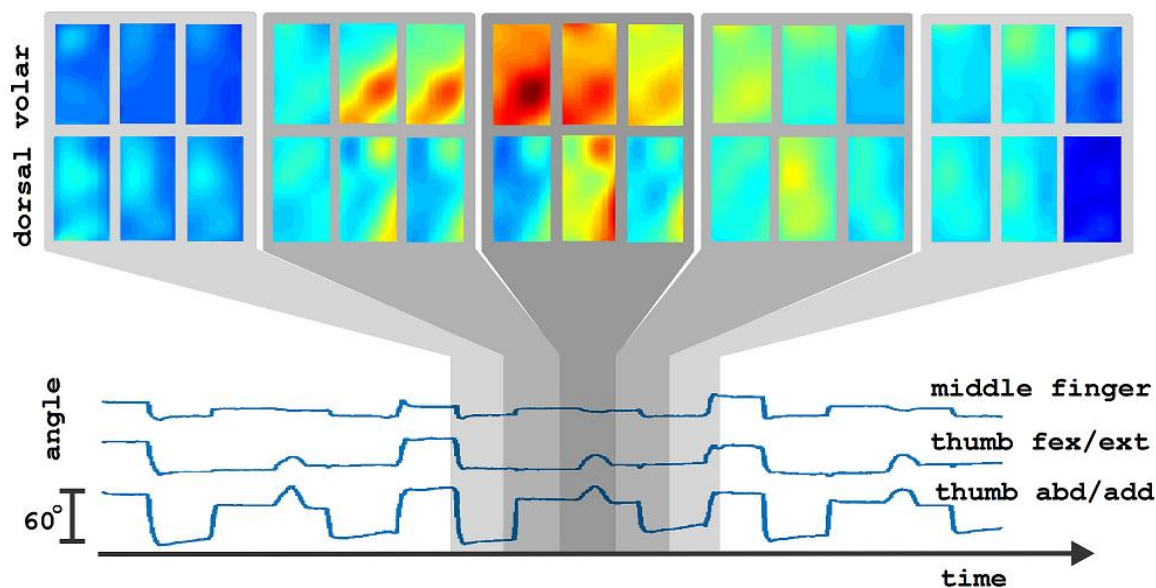
Слика 25 ЕМГ мапе забележене истовремено на воларној (лево) и дорзалној (десно) страни подлактице током цилиндричног хвата са руком у екстензији (хватање флаше на столу испред испитаника); изразита активност на воларној страни (а) одговара регији на месту где се налазе флексори прстију и шаке (*flexor digitorum superficialis m.* и *flexor digitorum profundus m.*), што указује на то да су прсти били у флексији у том тренутку, док се на дорзалној страни у том тренутку јавља коонтракција екстензора (*extensor digitorum m.*) како би се учврстио зглоб шаке(б); такође на дорзалној страни, уочава се активност на дисталној страни (в), која одговара мишићу *anconeus m.*, који учествује у екстензији подлактице; Преузето из [3]

3.1.2.2. Варијације ЕМГ мапа у времену током једног покрета

Претходно приказане ЕМГ мапе приказују просторну расподелу електричне активности на воларној и дорзалној страни подлактице у једном тренутку. Међутим, ако се ЕМГ мапе формирају од сваког временског одбирка, добија се серија ЕМГ мапа који практично представљају фрејмове у филму који приказује просторно-временску расподелу електричне активности. У наредном примеру ће бити детаљно објашњена корелација ЕМГ мапа и њихова варијација у времену, са различитим фазама покрета, тј.

биће илустроване информације које носи просторно-временска расподела електричне активности мишића.

У раду [89], забележени су ЕМГ сигнали на воларној и дорзалној страни подлактице током хватања флаше која се налазила на столу испред испитаника. Покрет је био подељен у неколико фаза (отварање шаке, хватање флаше, подизање флаше са стола, враћање флаше и отварање шаке), како би се јасније уочиле разлике у ЕМГ мапама (Слика 26). Паралелно са ЕМГ-ом су снимљени и сигнали са гониометара постављених на палац и средњи прст како би се направила паралела између ЕМГ мапа (активност актуатора покрета) и фазе покрета.



Слика 26 Илустрација варијација ЕМГ мапа у времену током различитих фаза сложеног покрета, као што је цилиндрични хват; покрет је подељен у 5 фаза (отварање шаке, хватање флаше, подизање флаше са стола, враћање флаше и отварање шаке) како би се јасније уочиле разлике у ЕМГ мапама у различитим фазама; паралелно са ЕМГ сигнаlima забележени су и углови на палцу и средњем прсту како би се активност забележене на ЕМГ мапама повезале са фазом покрета; одабране су за приказ по три ЕМГ мапе са сваке стране у свакој фази, које приказују глобални тренд промене интензитета у току фазе. Преузето из [3]

Глобалном визуелном инспекцијом можемо приметити да постоје варијације облика регија на ЕМГ мапама од фазе до фазе као и варијације интензитета (промена боје) у току трајања једне фазе. Различите регије које се активирају су последица активације различитих мишића током различитих фаза покрета. На првој серији мапа у фази отварања шаке, видимо да се прво јавља већа активност на местима екстензора прстију, док се на воларној страни јавља нешто слабија активност као коконтракција флексора за стабилизацију зглоба шаке. У фази хватања се постепено издваја доминантна регија на обе стране. На воларној страни је јасно издвојена регија флексора прстију, док је сада са воларне стране активирана коконтракција екстензора за стабилизацију зглоба шаке. Треба приметити да се од момента када је испитаник ухватио флашу до почетка пуштања флаше (фаза хватања и фаза подизања) облик регија битно не мења, а примећује се јасна промена у интензитетима, јер прсти сво време остају у идентичном положају само се појачава интензитет као превенција од проклизавања флаше приликом подизања. На мапама у последње две фазе се види како интензитет постепено опада у свим регијама, осим што се на дорзалној страни у моменту поновног отварања шаке појача активност екстензора (средња мапа у фази „пуштање“).

3.2. Препознавање покрета појединачних прстију шаке на основу ЕМГ мапа⁵

3.2.1. Процедура снимања

3.2.1.1. Инструментација

Једна матрична електрода 6x4 Tesnalia Serbia (видети Матрична електрода 6x4 Tesnalia0) била је постављена на воларну страну подлактице (дужа страна орјентисана дуж подлактице) тако да прекрије flexor digitorum superficialis m. (FDS) flexor digitorum profundus m. (FDP). Референтна Ag/AgCl електрода (GS26, Bio-medical Instruments, MI, USA) је била постављена између зглоба шаке и матричне електроде, на растојању 20mm од ивице матричне електроде, дуж њене уздужне осе. „Ground“ електрода (Pals oval electrode Axelgaard, Manufacturing Co.,Ltd., Denmark), била је постављена на лакат.

Електроде су биле повезане на један Smarting® појачавач (видети одељак 2.1).

За снимање кинематике покрета, коришћена је рукавица са 6 флекс сензора (видети одељак 2.3.3). Четири сензора су коришћена за снимање флексија четири прста: палац, кажипрст и домали прст. Мали прст је изостављен због високе повезаности флексије малог и домалог прста.

Снимање ЕМГ сигнала и кинематике је било синхронизовано помоћу LSL (Lab Streaming Layer) система (<https://github.com/sccn/labstreaminglayer>).

3.2.1.2. Испитаници

У студији је учествовало 6 здравих испитаника без познатих или раније детектованих сензорно-моторних поремећаја. У табели I су приказани релевантни подаци везани за испитанике.

Табела 1 Подаци о испитаницима у студији о препознавању појединачних покрета прстима

Исп.	Године	Пол	Дужина подлактице [cm]	Обим подлактице [cm]	Висина [cm]	Маса [kg]
1	30	М	32	27	188	86
2	28	М	33	26.5	187	81
3	28	М	32,5	26.5	190	87
4	27	М	32	26	186	81
5	26	Ж	30.5	25.5	182	77
6	26	М	35	27.5	194	90
Просек	27,5±2.3	/	32,5±2.5	26.5±1	188±6	84±7

⁵ Ово поглавље је базирано на раду:

I. Topalović, S. Graovac and D. B. Popović, "EMG map image processing for recognition of fingers movement," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 49, p. 102364, 2019.

3.2.1.3. *Протокол*

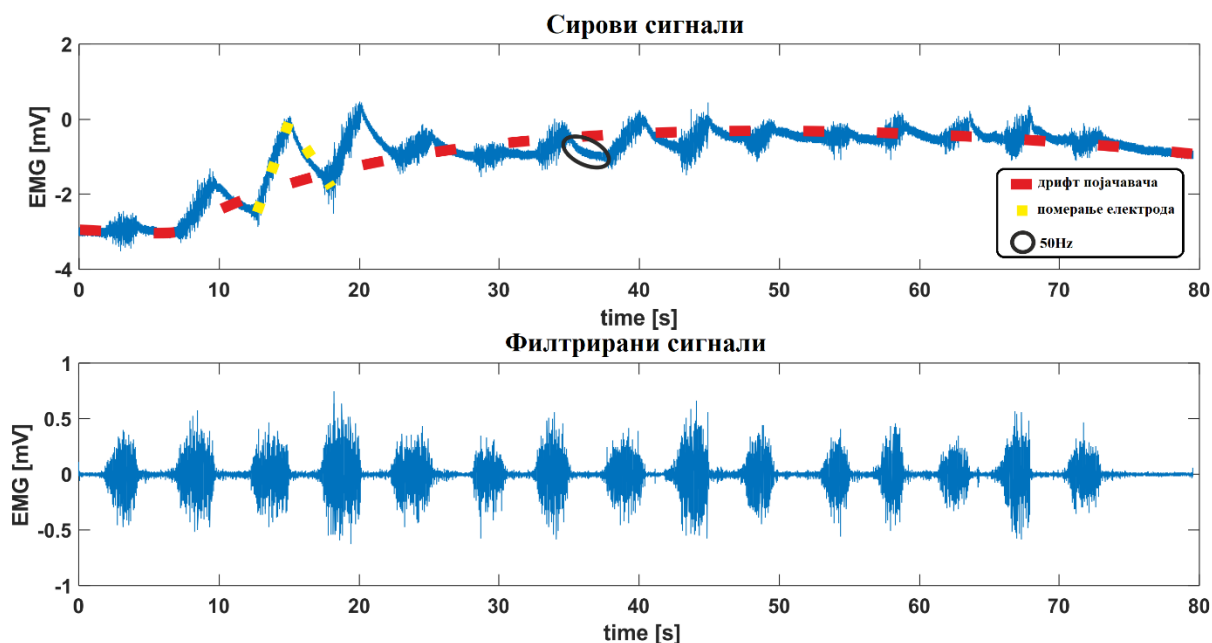
Испитаник је седео за столом са шаком и подлактицом положеном на површини стола. Звучним сигналом испитанику је издата команда да подигне руку са стола држећи је у хоризонталном положају, дланом окренутим ка столу. Након покретања програма за аквизицију, испитанику је издата друга аудиторна команда, када је од испитаника тражено да почне са извођењем секвенцијалних флексија и екстензија са кратком задршком ($\gg 0,5s$) појединачних прстију (прст по прст), са паузом од 5s између флексија. Сесија је поновљена по 10 пута за сваког испитаника. У посебно је забележена максимална ЕМГ активност коју испитаник може да генерише сваким прстом појединачно.

3.2.2. Препроцесирање сигнала

Као и код свих електрофизиолошких сигнала, приликом монополарног снимања ЕМГ сигнала долази до појаве различите врсте шума и артефаката, чији утицај је неопходно минимизовати. Целокупно процесирање сигнала је рађено у програмском окружењу Matlab R2017b (The MathWorks, Natick, MA, USA, www.mathworks.com).

3.2.2.1. *Померање базне линије*

Један од стандардних артефаката који се јављају током снимања ЕМГ сигнала (независно од конфигурације у којој се врши снимање) је померање базне линије (Слика 27). Овај артефакт настаје услед: померања електроде у односу на извор сигнала (мишић); и померања извора сигнала (мишића) у односу на электроду;



Слика 27 Филтрирање сигнала; на горњем панелу је приказан сирови сигнал са свим артефактима и шумовима који се јављају при сваком снимању: дрефт појачавача (црвена), померање електроде (жути) и шум на 50Hz(црна); на доњем панелу је приказан сигнал након филтрирања

3.2.2.2. Померање каблова који повезују електроду и појачавач

Поред ових стандарних узрока померања базне линије ЕМГ сигнала, може се догодити, као што је случај са „Smarting“ појачавачем, да канали на самом појачавачу имају одређени дрефт. За померање базне линије, које је настало као последица било ког од наведених узрока, заједничка карактеристика је ниска учестаност, тј. значајно нижа од корисног дела спектра ЕМГ сигнала. Померање базне линије се креће у опсегу од неколико Hz, док је најизраженији део спектра ЕМГ сигнала на учестаностима 50-150Hz.

На основу наведених карактеристика примена „HP“ филтра се намеће као најлогичније и најједноставније решење, јер се спектри сигнала и артефакта не преклапају. У свим анализама ЕМГ сигнала које ће касније бити разматране примењен је „Butterworth HP“ филтар 3. реда са фреквенцијом одсецања на 30Hz (Слика 27). Примена овог филтра је често у употреби када је у питању отклањање артефакта померања базне линије код ЕМГ сигнала.

3.2.2.3. Шум на 50Hz

Стандардни шум који се јавља приликом снимања свих електрофизиолошких сигнала, па и ЕМГ-а, је шум на 50Hz (Слика 27). Овај шум настаје услед капацитивне везе организма са водовима гредске мреже (у срединама у којима је фреквенција градске мреже 60Hz, као што су Сједињене Америчке Државе, овај шум се јавља на 60Hz).

Стандардни метод за минимизацију овог шума је примена „Butterworth notch“ филтра на фреквенцији од 50Hz. Пошто од 50Hz већ креће зона корисног дела ЕМГ сигнала, пожељно је компоненту од 50Hz уклонити са што мањим утицајем на околне компоненте, тако да је примењен филтер 5. реда. Ред филтра је одређен хеуристички.

3.2.2.4. Формирање анvelopа ЕМГ сигнала

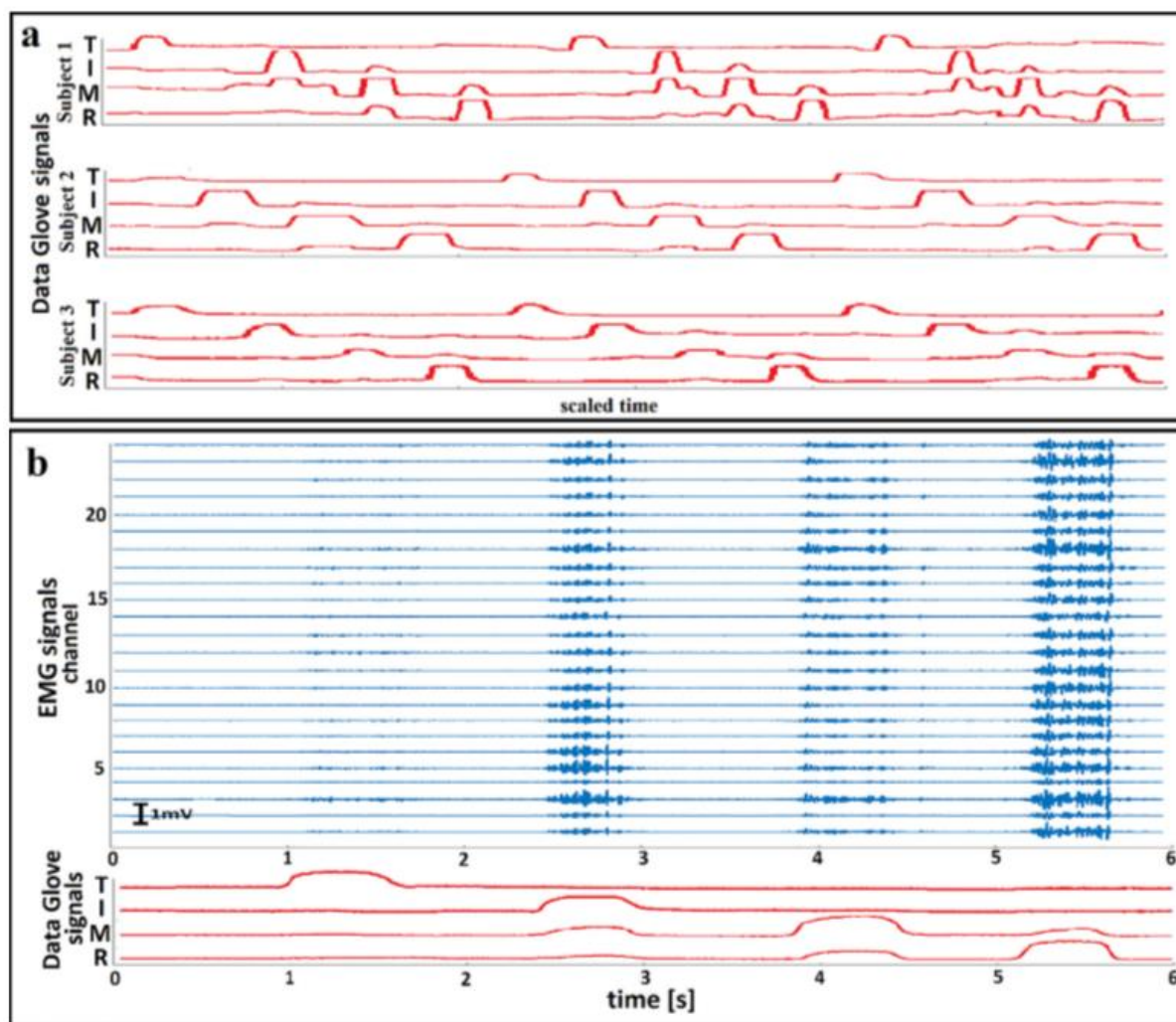
Након отклоњеног (умањеног) утицаја артефаката, следећи корак је процена интензитета ЕМГ сигнала на сваком каналу појединачно. С обзиром да се ради о стохастичком сигналу, чији одбирци могу имати и позитивне и негативне вредности, најчешће се процена интензитета врши на апсолутној вредности ЕМГ сигнала. За процену интензитета најчешће су у употреби: „Root Mean Square“ (RMS), „Bin“ интеграција и филтрирање „LP“ филтром на ниском учестаностима (реда неколико Hz).

За потребе анализе која ће бити описана у наредним поглављима коришћена је анvelopа апсолутне вредности сигнала, добијена употребом „Butterworth LP“ филтром на ниском учестаностима. Хеуристичким методом се дошло до оптималних параметара филтра: фреквенција одсецања 2Hz и ред филтра 5. Овакав одабир параметара је одређен као оптимум, који чува довољну количину информације о интензитетима електричне активности мишића, а да притом потискује компоненте на вишим фреквенцијама које доводе до честих промена у облицима регија на ЕМГ мапама у току времена.

С обзиром на чињеницу да на поновљивост ЕМГ сигнала утиче велики број фактора и варира од испитаника до испитаника, потребно је извршити нормализацију анvelopа, како би било могуће извршити било какву анализу. Све анvelope једне матрице (24 канала) су нормализоване у односу на 40% МВК.

3.2.3. Формирање ЕМГ мапа за правоугаоне матрице 6x4

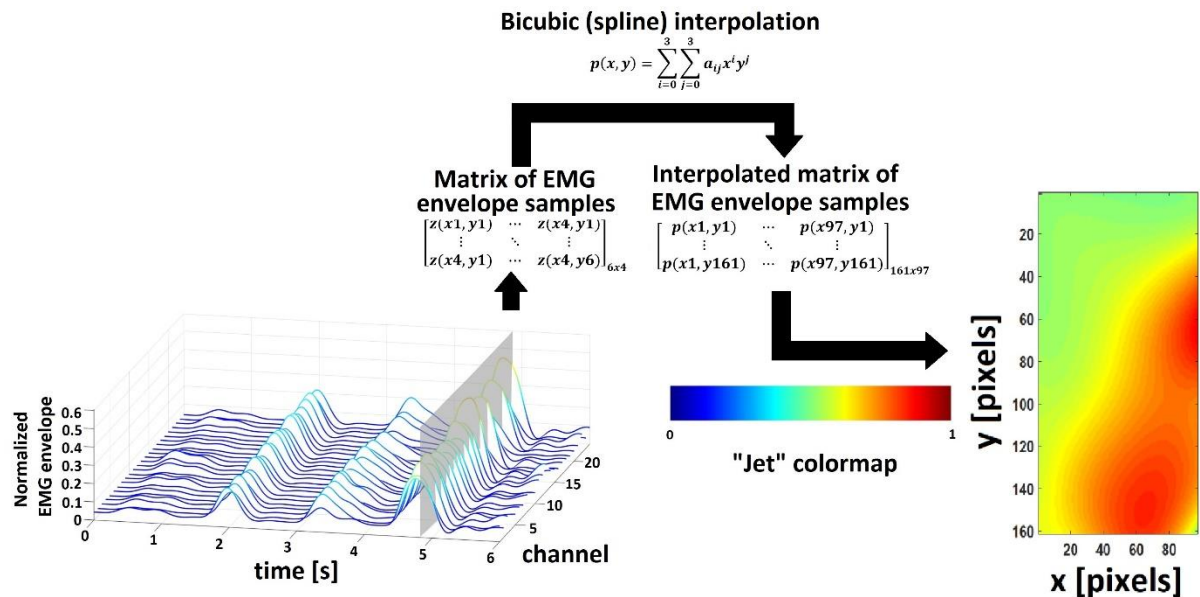
Слика 28 приказује пример забележених сигнала: а) кинематски сигнали за три испитаника, снимљени помоћу рукавице са мерним тракама; б) пример снимљених сигнала за испитаника 3 током флексија појединачних прстију (палац, кажипрст, средњи и домали прст); плавом бојом су приказани ЕМГ дигнали а црвеном кинематски сигнали.



Слика 28 Шематски приказ примене полиномијалне интерполације на анвелопе ЕМГ сигнала за добијање ЕМГ мапа; На левој страни су приказане 24 анвелопе ЕМГ сигнала забележених истовремено помоћу матрице 6x4; у првом кораку се формира матрица 6x4 формирана од временских одбирака анвелопе сигнала (1 одбирак по анвелопи) из истог временског тренутка, распоређених у истом распореду као и електроде у матрици; на тако формирану матрицу се примени полиномијална интерполација другог реда („Bicubic Spline Interpolation“), чиме се добија процена просторне расподеле електричне активности у регији покривеној матрицом; додељивањем скале боја („Jet colormap“) омогућава се визуелизација ЕМГ мапа где је активност репрезентована у распону од тамно плаве (минимална активност) до тамно црвене (максимална активност); Преузето из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

Слика 29 приказује 24 анвелопе сигнала снимљених једном правоугаоном матрицом 6x4 на воларној страни подлактице. Матрица, формирана од одбирака анвелопе из истог тренутка (матрица 6x4), даје информацију о тренутном односу интензитета електричне активности на местима где су постављене електроде. Применом бикубичне „spline“ интерполације добија се детаљнија слика тренутне електричне

активности мишића, који се налазе непосредо испод матричне електроде. Овако добијена ЕМГ мапа представља апроксимацију стварне расподеле електричне активности, али је довољно тачна и детаљна за глобалну анализу мишићне синергије током покрета.



Слика 29 а) кинематски сигнали за три испитаника, снимљени помоћу рукавице са мерним тракама; испитаник 1 није био у могућности да успешно раздвоји флексије индивидуалних прстију, док су остала два испитаника успешно извекла задатак; б) пример снимљених сигнала за испитаника 3 током флексија појединачних прстију (палац, кажипрст, средњи и домали прст); плавом бојом су приказани ЕМГ дигнали а црвеном кинематски сигнали. Преузето из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

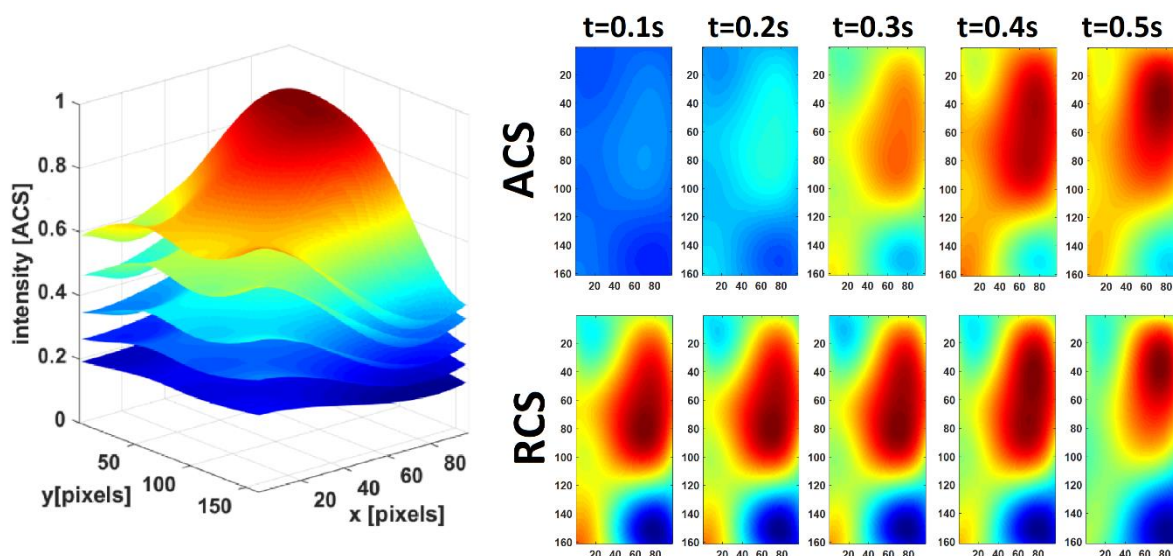
Пошто су анвелопе претходно нормализоване у односу на МВК, нумеричке вредности у матрици ЕМГ мапе се крећу у распону од 0 до 1. Овим вредностима је додељена „Jet“ скала боја ради јасне визуализације просторне расподеле, али нема удела у даљим прорачунима. Тамно плава боја представља регију са минималном активношћу, док тамно црвена боја представља регију са максималним активностима.

Када је реч о интерполацији, бикубична „spline“ интерполација је стандардна интерполациона функција која се примењује у електрофизиологији, јер даје „глатке“ превоје на локалним максимумима и минимумима (први извод никад није 0), а при том је рачунски мање захтевна од осталих полиномијалних функција вишег реда. Једини параметар који се дефинише за ову врсту интерполације је број тачака који се додаје између оригиналних тачака. После испитаног већег броја различитих вредности овог параметра, хеуристички је утврђено да је оптимални број додатих тачака између суседних оригиналних тачака 31. Оригинална матрица 6×4 се на овај начин проширује на матрицу 161×97 , која даје довољно детаљну слику о просторној активности за примену техника за дигиталну обраду слике, а и за јаснију визуализацију и приказ. Већи број пиксела добијених интерполацијом не би занчајно допринео резултатима анализе а у великој мери би заузео рачунарске ресурсе и време прорачуна, што су круцијални параметари када је реч о потенцијалној практичној примени, пре свега у „wearable“ системима.

3.2.4. Апсолутна и релативна скала боја на ЕМГ мапама

Иако временска варијација ЕМГ мапа носи корисну информацију о променама у покрету и синергијским односима мишића који до тог покрета доводе, са становишта препознавања покрета на бази просторне расподеле, временска варијација мапа у току истог покрета преставља отежавајућу околност.

Слика 30 приказује серију од пет ЕМГ мапа из истог покрета. Временски размак између мапа је 0,1 секунд, што је довољно мали корак да се уочи тренд интензитета на мапама у току покрета. Горњи ред мапа означен са „ACS“ („Absolute Color Scale“) је формиран тако што су интензитети нормализовани у односу на МВК, тј. скала у којој се крећу вредности анVELOпа од којих су формиране ЕМГ мапе важи и за мапе. Скала је названа апсолутна скала боја јер се интензитети на свим мапама скалирају у односу на заједничке граничне вредности 0 и 1. На тај начин промена интензитета контракције се одражава на арбитрарне јединице за интензитет регије на ЕМГ мапама и тиме се може вршити њена процена.



Слика 30 Временска варијација ЕМГ мапа у „ACS“ скали у великој мери отежава детекцију регија и класификацију. На левом панелу је приказана 3D репрезентација 5 ЕМГ мапа из 5 различитих временских тренутака у току истог покрета, са временским размаком од 0,1s. На панелима десно су приказане идентичне ЕМГ мапе у 2D репрезентацији у „ACS“ скали (горе) и „RCS“ скали (доле). Можесе уочити далеко већа стабилност облика регија на мапама у „RCS“ скали. Преузето из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

На графику са леве стране су приказане исте мапе само у тродимензионалној репрезентацији, где z-оса преставља интензитет, како би се јасније уочила промена. Глобални тренд активне регије на мапи може се сликовито описати као израћање планине из мора. У почетној позицији, када је електрична активност минимална, мапа је у највећој мери равна плава површина. Са порастом контракције издвајају се „планински врхови“ (локални максимуми) који се издижу изнад базичног нивоа мапе, али се и база мапе подиже са порастом контракције. Пошто се свака класификација, без обзира на сложеност алгоритма, препознавање и одлучивање се у суштини своди на постављање прагова, нестационарност и облика и интензитета на ЕМГ мапама представља отежавајућу околност за потенцијалне примене у препознавању покрета.

У доњем десном углу слике 30 је приказана солуција за превазилажење овог проблема, тј. за стабилизацију облика на ЕМГ мапама које касније треба квантификовати и класификовати. Приказане мапе су репрезентоване у релативној скали боја („RCS“ - „Relative Color Scale“), тј. сви интензитети на мапама су скалирани у односу на тренутну максималну и минималну вредност на мапи. Дакле, у оваквој репрезентацији, свака ЕМГ мапа има своје граничне вредности 0 и 1. Самим тим, утицај промене укупног интензитета у времену је поништен. Овакве мапе приказују тренутни релативни однос активних регија. Како у току истог покрета се у највећој мери користе исте мишићне групе и облици на ЕМГ мапама приказаним у „RCS“ постају значајно стабилније, што у великој мери олакшава каснију обраду.

3.2.5. Прецизност ЕМГ мапа

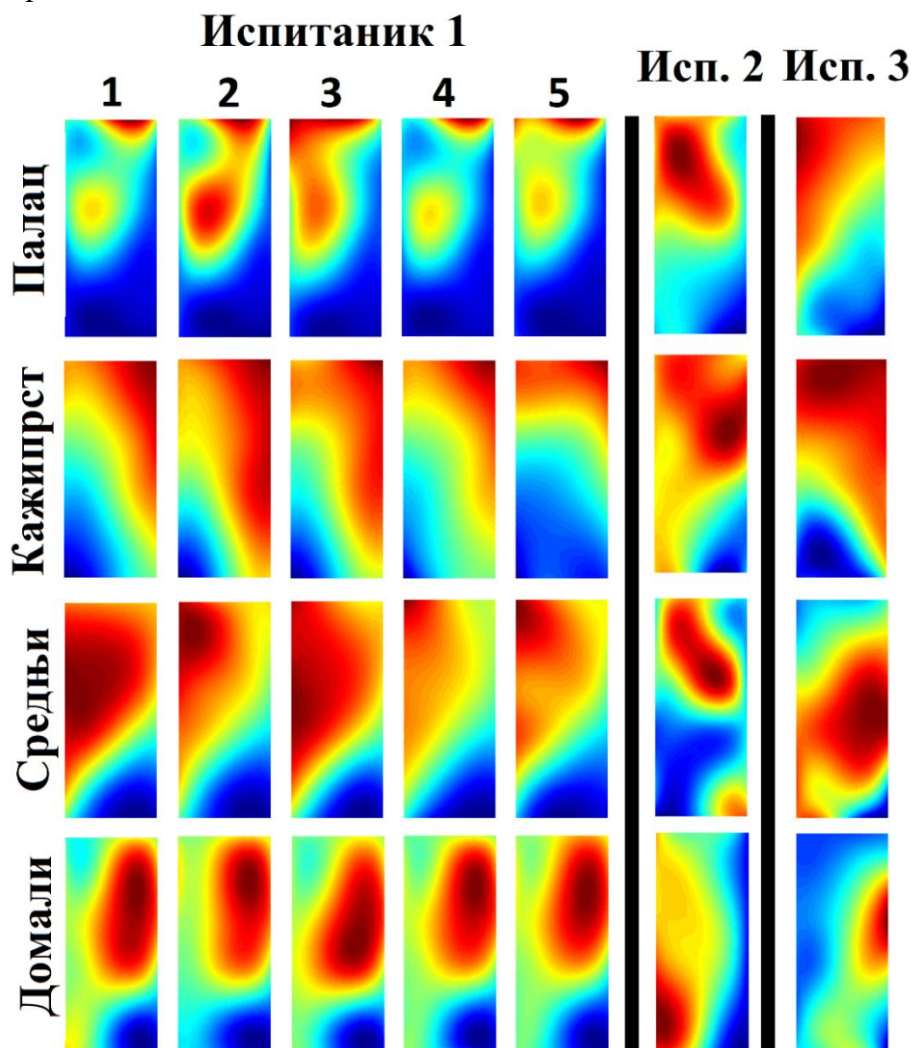
Иако површина и интензитет регије на ЕМГ мапи у највећој мери зависе од интензитета контракције мишића у непосредној близини матрице, постији и утицај димензија и релативног положаја мишића у односу на електрода. Када је реч о снимању ЕМГ сигнала на подлактици, користрћи матричне електроде са контактним пољима пречника 10mm, на растојањима око 15mm, долази до значајног усредњавања електричних активности на местима испод електрода [50]. Пошто је су промене у положају и дужини мишића подлактице релативно мале током флекције прстију у односу на димензије електрода и њихова међусобна растојања, њихов утицај на регије високог интензитета је знатно умањен. Утицај померања мишића током супинације и пронације свакако има довољно велики утицај да се не може занемарити, али у предложеном алгоритму за анализу и класификацију ЕМГ мапа је дата и солуција за решење овог проблема, који ће бити описан у следећем одељку.

У претходним примерима је посматран покрет у коме су учествовали сви прсти (цилиндрични хват), па су самим тим и сви делови флексора и екстензора били ангажовани приликом затварања и отварања шаке. За потребе примене оваквог система у рехабилитацији, пре свега за контролу протеза шаке и роботских манипулатора, који би садржали софистицираније функције од простог отварања и затварања шаке, потребно је испитати прецизност ЕМГ мапа. Потребно је проверити да ли ЕМГ мапе добијене помоћу матрице од 24 електроде и примењене интерполације (видети поглавље 3.2.3), дају довољно детаљну слику на којој је могуће уочити разлике у електричној активности при покретима појединачних прстију.

У одељку 3.1.2.1 су поменута два флексора, који су одговорни за флексију кажипрста, средњег, домалог и малог прста: *extensor digitorum m.* и *anconeus m.* Њихова електрична активност током флексије прстију даје највећи удео у суперпонираној слици на ЕМГ мапи снимљеној на воларној страни подлактице.

Слика 31 приказује карактеристичне ЕМГ мапе за три испитаника, добијене из сигнала забележених на воларној страни подлактице, приликом флексије појединачних прстију (палац, кажипрст, средњи прст и домали прст). Приказане мапе су у „RCS“ скали како би се јасније уочиле варијације у зависности од врсте покрета. Простом визуелном инспекцијом може се уочити јасна разлика у облицима на ЕМГ мапама за флексију

различитих прстију. Такође се примећује изразита поновљивост ЕМГ мапа код истог испитаника за исту врсту покрета, што потврђује могућност примене оваквог система за практичне примене.

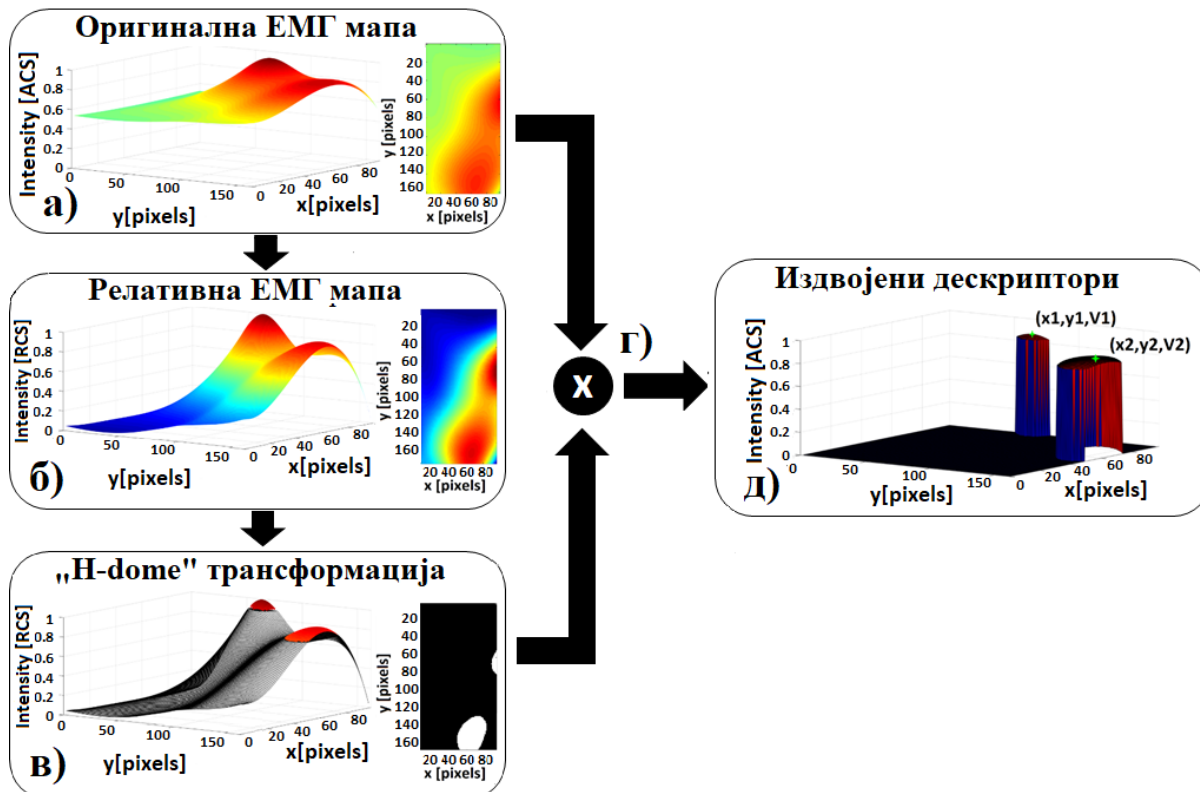


Слика 31 Упоредни приказ карактеристичних ЕМГ мапа забележених на воларној страни подлактице приликом флексије појединачних прстију. На левој страни су приказане карактеристичне ЕМГ мапе за једног испитаника за пет узастопних покрета сваким прстом појединачно. Може се уочити велика поновљивост облика на ЕМГ мапама. Са десне стране су приказане по једна карактеристична ЕМГ мапа за сваки прст појединачно за друга два испитаника. Постоје приметне варијације у ЕМГ мапама од испитаника до испитаника. Варијације су очекиване услед анатомских разлика и различитих сензорно-моторних образаца. Приказане мапе су у „RCS“ скали.

3.2.6. Алгоритам за детекцију регија високе активности на ЕМГ мапама

Слика 32 а приказује ЕМГ мапу у 2D (десно) и 3D (лево) репрезентацији, где су вредности на x и y осама бројеви пиксела, а на z оси је интензитет изражен у „ACS“ скали и илустрован бојама, са координатним почетком у горњем левом углу ЕМГ мапе. У конкретном примеру издвајају се два локална максимума чије позиције (бројеви пиксела у x и y правцу) и проценити интензитет електричне активности у регијама око локалних максимума.

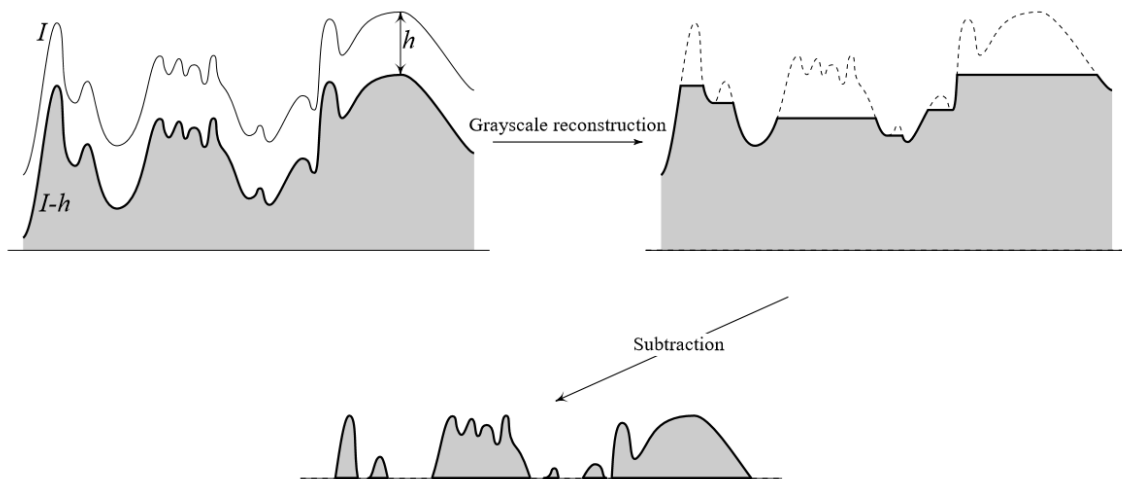
Као што је већ објашњено у одељку које се односи на скале боја, оригинална ЕМГ мапа се нормализује у односу на тренутну максималну и минималну активност. На овај начин се добија „RCS“ ЕМГ мапа, која даје тренутни релативни однос интензитета регија (Слика 32 б). Важно је напоменути да се оригинална ЕМГ мапа чува за каснији део алгоритма, како би се сачувала информација о временској промени интензитета.



Слика 32 Дијаграм алгоритма за детекцију регија високе активости на ЕМГ мапама; (а) оригинална ЕМГ мапа у 3D и 2D репрезентацији приказана у АСC скали; (б) оригинална мапа скалирана на вредности од 0 до 1 (RSC скала); (в) примена „H-dome“ трансформације за детекцију непосредне околине локалних максимума и формирање маске за детекцију објеката на оригиналној мапи (0 – пиксели који не припадају регији високе активости и 1 – пиксели који припадају регији високе активости); (г) множење оригиналне мапе добијеном маском; (д) издвајање дескриптора објеката потребних за класификацију (координате локалних максимума за процену центра активности и запремине детектованих објеката за процену интензитета активности у тој регији); Преузето и адаптирано из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

За разлику од детекције локалних максимума, које је тривијално детектовати, процена интензитета електричне активности у регијама на мапи захтева нешто сложенију анализу. Са порастом интензитета контракције регије на ЕМГ мапама се шире и у x-у равни [75], али расту и на z оси. Пошто се промене одвијају у сва три правца, као мера интензитета одабрана је запремина узвишења око локалних максимума. Међутим, у датом примеру су приказане две регије које се на одређеном растојању преклапају. Овакво преклапање блиских регија је честа појава, тј. готово да нема ЕМГ мапе на којој нема оваквих преклапања. За процену интензитета ових регија потребно је раздвојити преклопљене регије. У теоријском смислу, најисправније би било применити декомпозицију ЕМГ мапе где би се раздвојили доприноси једне и друге регије и одвојено се анализирали. С обзиром на сложеност такве анализе, као и на чињеницу да се ради о релативној процени електричне активности регија, довољно је увести „грубу“ апроксимацију и пронаћи довољно једноставан и робустан начин за естимацију односа појединачних интензитета.

Једна од солуција, која је и коришћена у радовима [66, 65] је примена „h-dome“ трансформације за детекцију регија у непосредној околини локалних максимума. Ова трансформација се базира на транслирању целе функције по z оси за висину h где нова позиција локалних максимума представља праг одсецања пика око локалног максимума (Слика 33) [76]. Параметар „h“ је једини параметар који се подешава и у примеру са слике се види и проблем око одабира вредности овог параметра. Функција је транслирана за висину „h“, Може се приметити да нова позиција првог локалног максимума („max1“) даје праг одсецања првог пика тако да се пик одваја од остатка функције. С обзиром да је трећи локални максимум транслацијом доспео на позицију нижу од локалних минимума између пикова, ниво његовог прага не дохвата пик који треба да одсече, тако да праг дефинисан другим локалним максимумом засеца и први и други пик заједно. Да би се утицај овог проблема свео на минимум, тј. да би се грешка настала услед нераздвајања регија на ЕМГ мапама јављала у што мањем броју случајева, од већег броја испитаних вредности параметра „h“ одабрана је вредност од 10% од максималне вредности ($x=0,1$, јер вредности на мапи се крећу у распону од 0 до 1). Иако се узима мали део од целе регије, овакав метод је довољно робустан да функционише у различитим варијацијама ЕМГ мапа како не би долазило до погрешног раздвајања. Као додатна опција, за додатно раздвајање регија, би била стандардна техника за процесирање дигиталне слике – „Watershed“, која је разматрана у [66], али приликом њене примене јавља се супротан проблем прекомерне сегментације, тако да је изостављена у овом алгоритму. Детектоване регије на примеру конкретне ЕМГ мапе (Слика 32 в) означене су црвеном бојом. Са десне стране је дата бинарна, црно-бела маска, са детектованим регијама, где бели пиксели представљају позиције пиксела из регија од интереса. Као додатна превенција од погрешно детектованих регија, на бинарну маску примењено је и морфолошко отварање, како би се обрисале сви мали објекти, мањи од 10 пиксела.



Слика 33 „h-dome“ трансформација: функција која има локалне максимуме се транслира за висину „h“ тако да локални максимуми одређују позицију прагова на којима се засецају пикови око тих локалних максимума; у конкретном примеру се види да је висина одабрана тако да транслирани трећи локални максимум буде нижи од локалног минимума који се налази између другог и трећег локалног максимума, што резултује тиме да „h-dome“ трансформација „види“ ова два пика као један, док је први пик одвојен од остала два

Корак „г“ представља морфолошко множење оригиналне мапе добијеном маском. На тај начин се издвајају пиксели (са својим интензитетима) са оригиналне мапе, који припадају регијама од интереса. Слика 32 д приказује два објекта добијена на

овај начин. Како би се проценио њихов интензитет, тј. израчунала запремина, примењена је нумеричка интеграција трапезоидном функцијом. На овај начин сваком објекту се приписује вектор од три координате: (x_i, y_i, I_i) ; где су x_i и y_i просторне координате i -тог локалног максимума, а I_i интензитет регије детектоване око тог максимума.

Дакле, процедура алгоритма је следећа:

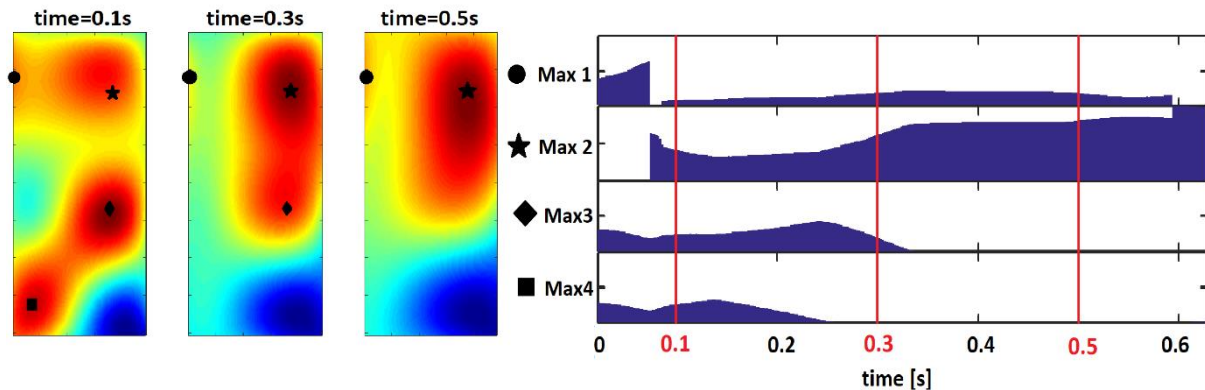
- 1) од одбирака анvelopа ЕМГ сигнала се помоћу полиномијалне интерполације формира ЕМГ мапа у „ACS“ скали;
- 2) формира се помоћна ЕМГ мапа скалирањем оригиналне ЕМГ мапе у „RCS“ скали;
- 3) примена „h-dome“ трансформације са висином од 10% од максималне вредности на мапи
- 4) формирање бинарне маске на основу резултата трансформације и морфолошког процесирања;
- 5) издвајање објеката са оригиналне мапе морфолошким множењем оригиналне мапе и бинарне маске;
- 6) детекција координата локалних максимума и нумеричка интеграција објеката за процену њихових интензитета.
- 7) На основу наведеног алгоритма у претходном одељку, свака ЕМГ мапа је описана сетом нумеричких параметара.

3.2.7. Праћење регија на ЕМГ мапама у времену

Да би било уопште могуће користити добијене дескрипторе мапе за препознавање и класификацију потребно је сваки детектовани објекат на новој ЕМГ мапи повезати са објектима на претходним мапама, тј. потребно је пратити историју сваког објекта од почетка до краја једног покрета. Праћење историје објеката је неопходно како би се на одговарајуће улазе класификатора доводили параметри одговарајућих објеката.

За праћење објеката коришћена је минимално Еуклидско растојање. Када се детектује покрет и када се формира прва ЕМГ мапа ($n=1$), дескриптори објеката се уписују у матрицу где се у три колоне уписују координате локалног максимума и интензитет, а сваки ред представља нови објекат. Објекти се исписују у редоследу заснованом на минималном Еуклидском растојању локалног максимума од горњег левог угла ЕМГ мапе. У следећој итерацији, новодетектовани објекти на мапи $n=2$, се на основу минималног Еуклидског растојања придружују најближим објектима са мапе $n=1$, уз додатни услов да то минимално растојање не прелази дужину од 20 пиксела, што је усвијено као гранца преко које се сматра да објекат не припада ни једној претходно детектованој групи, већ представља нови објекат чија историја почиње да се прати од тог момента и уписује се у новом реду. Свака наредна итерација се одвија по истом механизму с тим што се Еуклидска растојања новодетектованих објеката одређују у односу на средњу вредност претходно детектованих објеката.

Хеуристичким методом, на основу испитаног већег броја ЕМГ мапа код више испитаника, одабрано је праћење до четири објекта на ЕМГ мапи. Праћење већег броја објеката би било непотребно јер је примећено да у највећем броју случајева на мапама се јавља до 4 различита већа објекта, који се понављају у току истог покрета. Праћење већег броја објеката би уносило додатну конфузију и захтевало додатне компјутерске ресурсе.



Слика 34 Временски профили промене интензитета четири доминантне регије на ЕМГ мапама током покрета; Са селве стане су приказани примери три ЕМГ мапе из три различита тренутка истог покрета (0,1s, 0,3s и 0,5s) од момента када је детектован покрет); различитим симболима (круг, звезда, ромб и квадрат) су означене средње вредности позиције локалних максимума у току целог покрета; са десне стране је дат графички приказ временске промене интензитета регија; сваки график је са леве стране означен одговарајућим симболом, који указује на који се локални максимум односи. Преузето из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

Слика 34 даје пример временске промене интензитета четири доминантне регије током истог покрета. На примерима ЕМГ мапа из три различита тренутка истог покрета, црним маркерима (круг, звезда, ромб и квадрат) означене су средње позиције локалних максимума доминантних регија које се јављају током покрета. На десној страни су приказани естимирани временски профили интензитета регија. На овај начин је покрет квантификован, тј. у сваком тренутку (прецизније у сваком одбиру) су процењени интензитети најинтезивнијег дела пикова око локалних максимума (област од локалног максимума до 90% интензитета тог максимума).

Може се приметити да нису све регије активне током трајања покрета. Овакве варијације које настају током времена, где одређене регије нестају током времена су један од директних показатеља предности мапирања електричне активности у односу на класично снимање ЕМГ сигнала када је реч о практичним применама. Наиме, ако би претпоставили да је пар електрода за диференцијално снимање ЕМГ сигнала постављен на позицијама које одговарају ромбу и звезди, на приказаној ЕМГ мапи, долазило би до мале промене интензитета током читавог покрета. Међутим ако би једна електрода била посављена на месту ромба, а друга на месту квадрата разлика у сигналу у 0,1s и 0,2s би била знатно већа.

На прва два графика (Слика 34 Max1 и Max2) у тренутку 0,7s се види јасан дисконтинуитет у промени интензитета две регије. Овакви дисконтинуитети су последица ограничења алгоритма а не неке физичке појаве. На првој мапи, која је из тренутка од пар одбирака након дисконтинуитета, се види да су регије око прва два локална максимума у доброј мери пореклопљене. На почетку покрета локални минимум између ове две регије је био виши него што је пожељно за задату висину „h“ за трансформацију описану у претходном одељку, помоћу које би се детектовале жељене

регије, па је алгоритам ове две регије у старту препознао као једну велику регију, па је тек од 0,7s раздвојио на две. Другим речима, усек између локалних минимума није бо довољно изражен како би за задати параметра „h“ алгоритам перципирао две регије.

Пошто је крајњи циљ препознавање покрета на основу позиција и односа интензитета регија, већи број објеката који се прате на мапама смањује могућност погрешног препознавања услед претходно описаних проблема који се могу јавити. Било да се ради о природном искључењу одређене регије или о дисконтинуитету насталом услед ограничености алгоритма, мала је воероватноћа да ће се поменуте промене десити у свим регијама.

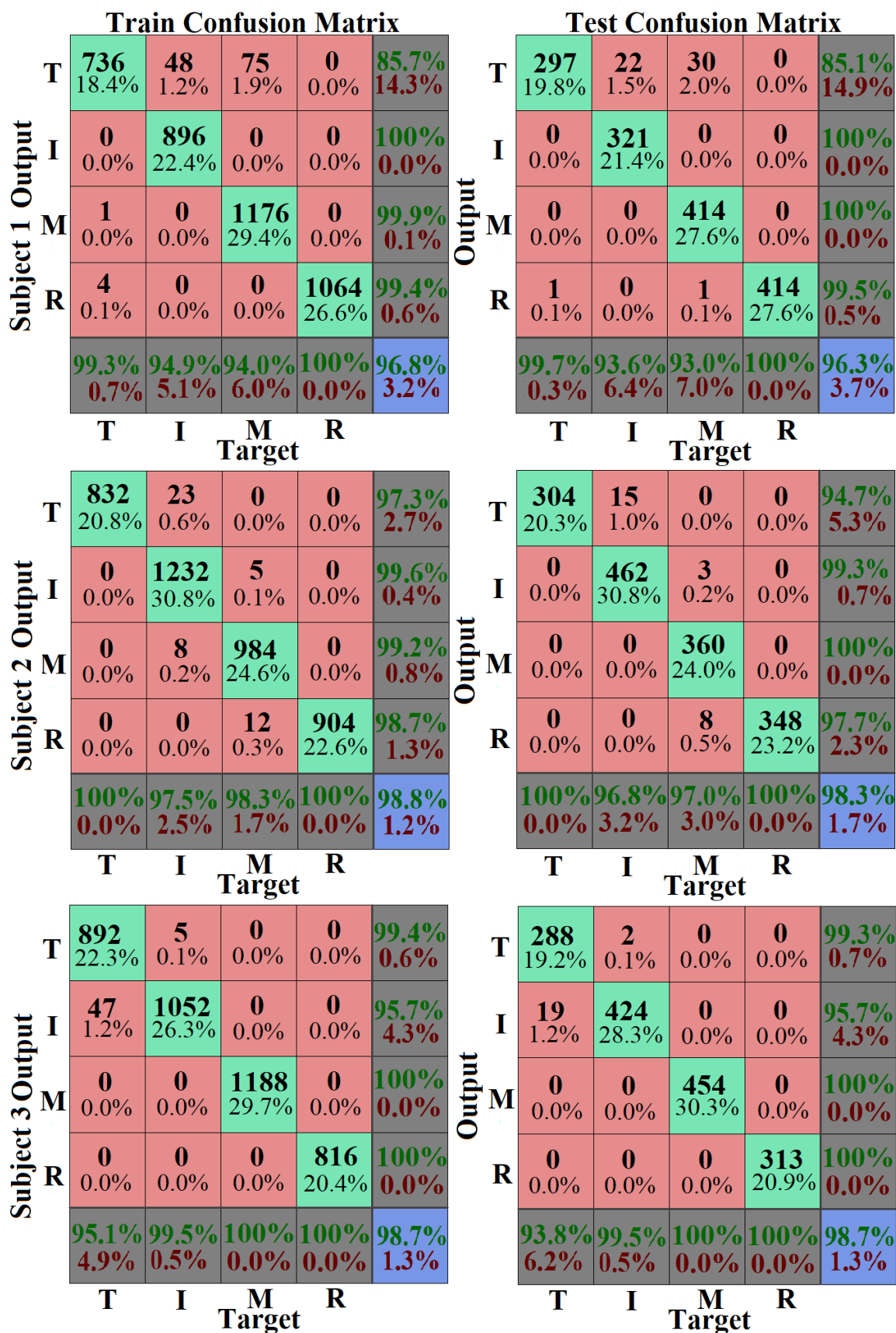
3.2.8. Класификација покрета

У раду [4] је примењен пртходон описани алгоритам за екстракцију дескриптора ЕМГ мапа (координате до четири локална максимума и интензитети регија у њиховој непосредној околини), добијених из сигнала снимљених на воларној страни подлактице током флексије појединачних прстију од палца до домалог прста. Детаљи о процедури снимања се могу видети у самом раду.

Свака ЕМГ мапа је описана сетом параметара смештених у матрицу 4x3, где су у четири реда уписана четири вектора који репрезентују по једну регију са ЕМГ мапе (x координата, у координата и интензитет регије). У колико је на ЕМГ мапи детектовано мање од четири објекта, мапа је такође описана матрицом исте величине али су празна места попуњена вредностима 0. На овај начин је обезбеђен стабилан број улазних података за класификатор.

Класификација покрета је вршена за сваког испитаника посебно, услед претходно објашњених разлика у ЕМГ мапама за различите испитанике, које потичу од физиолошких разлика. За класификацију је формиран обучавајући скуп од 4000 ЕМГ мапа по испитанику, који се састоји од различитих узорака добијених при флексији сваког прста појединачно. За класификацију су одабрани узорци из јасно дефинисаних ситуација, када је изолована флексија само једног прста. Одабир је извршен на основу кинематских сигнала (детаљније у [4]). Обучавајући скуп је подељен на стандардни однос од 70% за тренинг и 30% за кросвалидацију. Поред овог скупа формиран је и додатни скуп за тестирање од укупно 1500 одбирака за све четири класе. Овај додатни тест скуп је формиран од сигнала који нису коришћени за обучавање.

Испитан је већи број класификатора, као што су SVM („Support Vector Machine“), KNN („K-Nearest Neighbors“), „Decision Tree“ и FFNN („Feed Forward Neural Network“). Већина класификатора је дала високе перформансе класификације, али је највишу просечну тачност у класификацији показала KNN метода, иако би било очекивано да SVM, као глобално супериорнији класификатор, да боље резултате. За објашњење боље перформансе класификације KNN метода у односу на остале класификаторе може се претпоставити да сама природа улазних података који се класификују одговара методу на ком се базира KNN класификатор, тј. улазни параметри се и разликују баш на основу растојања којим оперише KNN метод. Пошто предмет ове студије нису класификатори, нече бити детаљније речи о овој теми.



Слика 35 Конфузионе матрице као резултати класификације покрета прстију шаке код три испитаника. За сваког испитаника (сваки ред један испитаник) је дата матрица за резултате кросвалидације (лево) и додатног тестирања на основу потпуно нових узорака (десно); може се уочити висока тачност код свих испитаника. Преузето из [4] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

Када је одабрана KNN метода, је испитано и више различитих параметара за ову врсту класификације (број суседа) и број од 10 најближих суседа се показао као оптималан. Са смањењем броја су се добијале лошије перформансе, док се са порастом броја суседа није значајно поправљао резултат. Слика 35 приказује матрице конфузије за три различита испитаника са резултатима кросвалидације (лева колона) и додатног тестирања (десна колона). Могу се приметити високи проценти тачно класификованих узорака код свих испитаника и за све врсте покрета. Нешто лошија класификација се примећује код првог испитаника, а узрок томе је слабија способност испитаника да изолује појединачне покрете што је уочено у кинематским сигнаlima (Слика 28). Одабрани дескриптори и њихов начин издвајања су довољно робустни да дају довољно добре резултате препознавања покрета, без обзира на ове потешкоће. Укупна тачност за класификацију покрета код свих шест испитаника износи $97,87 \pm 0,92\%$.

У студији [65], која је дала полазну идеју за ово истраживање, показана је класификација покрета шаке (флексија, екстензија, супинација, пронација) на основу сигнала забележених на изометричним контракцијама на флексорима и екстензорима подлактице и надлактице, системом за далеко већим бројем канала. Примењене су сличне технике за детекцију регија високог интензитета на ЕМГ мапама високе густине („HD-EMG map“ – High Density EMG map). Високе перформансе класификације у наведеној студији указују на то да је анализа просторне расподеле исправан метод за препознавање покрета. Резултати приказани у конфузионим матрицама (Слика 35) и висока просечна тачност класификације за свих шест испитаника $97,87 \pm 0,92\%$ показују да је применом сличних техника на сигнале забележене редукованим системом даје такође високе перформансе класификације. Може се закључити да овакав метод, базиран двадесетчетвороканалној матрици и бежичном појачавачу са фреквенцијом одабирања од 500Hz даје задовољавајуће резултате при класификацији покрета.

Ако се у обзир узму и одређене чињенице из саме анатомије подлактице и шаке, може се доћи до веома важног закључка. На воларној страни подлактице (на месту на ком се налазила матрична електрода) главни извори електричне активности су *flexor digitorum superficialis m.* и *flexor digitorum profundus m.*, задужени за флексију кажипрста, средњег, домалог и малог прста. Мишићи који учествују у флексији палца су *flexor pollicis brevis m.* и *flexor pollicis longus m.*, смештени на шаци у корену палца и у дисталном делу подлактице, далеко од места где је била постављена матрична електрода. Иако није забележена активност мишића који су директно одговорни за флексију палца, из матрица конфузије тачност препознавања флексије палца не заостаје за тачношћу препознавања покрета осталих прстију. Информација о покрету је добијена на основу активности синергиста, који се активирају паралелно са флексорима палца, како би обезбедили стабилност зглоба шаке и осталих прстију. Из наведеног се може закључити да овакав метод даје могућност индиректног препознавања покрета, што даје одличну полазну основу за потенцијалне примене у формирању контролних сигнала за роботске протезе и ортозе шаке. У случају трансрадијалних ампуација одстрањује се шака и дистални део подлактице, па самим тим и флексори палца, који се налазе у том делу. Поред тога, и мишићи који преостају немају свој природни положај и начин активације, па је прецизно позиционирање електрода изнад жељених мишића изузетно компликовано, а у случају флексора палца и немогуће. Дакле, овакав метод индиректног

препознавања из глобалне слике синергиста отвара могућност препознавања жељеног покрета без прецизног позиционирања електрода у односу на анатомску структуру.

3.3. Закључак

На основу наведеног може се закључити да просторно-временска слика покрета, добијена на основу мултиканалног ЕМГ-а, тј. просторно-временских ЕМГ мапа, дају могућност за формирање контролера управљање покретима хватања после трансрадијалне ампуације (протеза шаке) и повреде кичмене мождине или мозга (електрична стимулација), што је одговор на једно од питања за доказ полазне хипотезе.

3.3.1. Предлог за будућа истраживања

Претходно описани алгоритам је показао да просторна расподела електричне активности мишића носи релевантну информацију о врсти покрета. Међутим, овај базични алгоритам представља само полазну основу за даља испитивања и оставља простор за усавршавања у сваком сегменту, од самог аквизиционог система (дизајн електронике и материјали, појачавач), преко екстракције дескриптора до алгоритма за класификацију и препознавање.

Када је реч о унапређењима на пољу хардвера, свакако да постоји низ потенцијалних унапређења: 1) развој матричних електрода у погледу еластичнијих материјала који би се боље прилагођавали облику тела; 2) унапређење контакта коже и електроде – усавршавање кондуктивних гелова или развој „сувих“ електрода које би имале довољно добар контакт са кожом и биле имуне на артеакте који настају услед померања; 3) унапређење самог дизајна система како би се адекватније постављало на тело и у што мањој мери ометало функционалност покрета; и 4) унапређење појачавача – повећање броја канала, повећање фреквенције одабирања и друге техничке карактеристике које би унапредиле само снимање и преношење података до места обраде (у идеалном случају интеграција микропроцесора за обраду података и самог појачавача).

Питање материја за производњу електрода и гелова је пре свега питање технологије материјала и излази из оквира овог рада. Такође и развој појачавача, АД конвертора и сл. Нису предмет овог рада, али постоји неколико сегмената чије унапређење би директно утицало на алгоритам анализе просторне расподеле електричне активности мишића. Тренутна техничка ограничења не допуштају већу фреквенцију одабирања, као ни повећање броја канала са тренутном фреквенцијом на рачунар на ком се врши обрада. Превазилажењем овог ограничења (проналажење техничког решења за пежични пренос већег броја пакета или интеграција система за аквизицију и обраду у једном „wearable“ уређају), био би омогућен већи број канала. Овим повећањем, поред повећаног броја изворних информација, након довољног броја канала било би могуће искључити интерполацију из алгоритма, а задржати довољно велику резолуцију слике.

На овај начин би се уштедели рачунарски ресурси и пре свега време прорачуна, што би у практичним „online“ применама систем приближило „real-time“ обради сигнала.

Када је реч о самој обради ЕМГ мапа и екстракцији релевантних информација, свакако да постоји широк дијапазон техника за обраду дигиталне слике које се могу додатно испитати, а тичу се издвајања и препознавања облика на сликама (), текстуре итд. Међутим, резултати овог рада показују да ови базични дескриптори (уједно и најмање компјутерски захтевни), дају довољно добре резултате, и што је такође битно, имају и јасан физички смисао (прецизно показују место где је најјача активност и мешусобни однос интензитета, као и промену у времену). Места на којима би свака иновација значајно побољшала рад алгоритма за практичне намене су претпроцесирањ и анализа која следи након екстракције дескриптора. У претпроцесирању је и даље отворено питање отклањање артефаката при снимању, где су најугицајнији артефакти при померању електрода. Одређене сугестије су дате у [65], али захтевају „offline“ обраду, што је прихватљиво за експерименталну анализу али не и за практичне примене.

У раду је напоменуто да су из сигнала у „offline“ режиму бирани делови сигнала за класификацију, који су из фазе када је већ покрет настао и налази се у стационарном стању (флексији или екстензији). Када би се овај алгоритам имплементирао у практичној систему, као што је протеза шаке, било би велико кашњење од корисникове намере и почетка контракције до почетка покрета прстију протезе, довољно да кориснику не пружа осећај подсвесног управљања шаком. За превазилажење овог проблема потребно је унапредити алгоритам да препознаје покрете у иницијалним фазама покрета пре уласка у стационарну фазу. Међутим, и препознавање у овој фази би и даље давало резултате са одређеним закашњењем, већ решење треба тражити у предикцији. С обзиром да се из стања мировања прелази у одређени покрет или се из стања флексије или екстензије појединачних прстију или више прстију прелази у неко друго стање, рационално би било испитати примену Марковљевих модела, као и АРМА, АРИМА и сличних предиктора стохастичких система. Овим би се остварила предикција за настајање покрета на бази дескриптора који се добијају описаним алгоритмом. На овај начин би се у сам алгоритам укључила и временска промена, за разлику од садашњег стадијума алгоритма, где се класификација практично врши за појединачне случајеве статичне слике.

4. ЕМГ мапе за контролу циљане мишићне стимулације⁶

„Функционална електрична стимулација (ФЕС; „FES – Functional Electrical Stimulation“) је техника примене безбедних нивоа електричне струје за активацију оштећеног или онеспособљеног неуромускуларног система, у координисаном маниру, са циљем да се постигну изгубљене функције. [77]“ Примена ФЕС на паретичне и парализоване горње екстремитете постоји већ дужи низ година, у виду функционалне електричне терапије (ФЕТ; „FET- Functional Electrical Therapy“), која представља интензивну функционалну вежбу комбиновану са електричном стимулацијом [78].

Као и код мерења ЕМГ сигнала, један од кључних проблема ФЕС је правилно позиционирање електрода [79]. Питање које се директно ослања на позицију стимулације је селективна активација мишића за остваривање контролисаног функционалног покрета. Када је реч о контроли покрет прстију и шаке, солуцију за повећање селективности при стимулацији мишића подлактице први пут је показана у [80], где су приказане детаљне мапе за стимулацију подлактице. Технолошким развојем омогућена је производња матричних електрода и мултиканалних стимулатора, који омогућују прецизнију стимулацију одговарајућих регија на подлактици. Студије су показале да:

- 1) мање електроде, постављене на одговарајући начин, дају бољу селективност стимулације;
- 2) асинхрони импулси који са нижим учестаностима долазе на већи број мањих електрода омогућавају дужу електричну стимулацију (одлажу појаву замора и мање иритирају кожу на месту стимулације).

Циљ истраживања описаног у радовима [5, 6], је да се на основу ЕМГ мапа добијених на паретичној и непаретичној руци, током функционалног цилиндричног хвата и отварања шаке, могу проценити одговарајуће позиције за стимулацију, као и однос интензитета стимулације. Идеја је да се ЕМГ активност са непаретичне руке преслика на паретичну, помоћу електричне стимулације одговарајућих периферних делова сензорно-моторног система. На овај начин се утиче на моторни систем да развија мишићне синергије, које обезбеђују ефикасније покрете. Примена оваквог система има за циљ да убрза опоравак пацијената након можданог удара, подстичући мождане реконекције, јачање синапси и јачање мускулатуре.

⁶ Ово поглавље је базирано на следећим радовима:

L. Popović Maneski, I. Topalović, N. Jovičić, S. Dediđer, L. Konstantinović and D. B. Popović, "Stimulation map for control of functional grasp based on multi-channel EMG recordings," *Medical engineering & physics*, vol. 38, no. 11, pp. 1251-1259, 2016.

L. Popović-Maneski and I. Topalović, "EMG Map for Designing the Electrode Shape for Functional Electrical Therapy of Upper Extremities," in Masia, L., Micera, S., Akay, M., Pons, J.L. (Eds.), *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation III*, Biosystems & Biorobotics, Pisa, Italy, Springer International Publishing, 2019, pp. 1003-1007.

4.1. Анализа ЕМГ мапа са паретичне и непаретичне руке

4.1.1. Аквизиција сигнала

За потребне анализе ЕМГ мапа за контролу функционалне електричне стимулације забележени су ЕМГ сигнали са воларног и дорзалног дела подлактице, али и кинематски и динамички сигнали који дају информацију о покрету. Сигнали су снимани и на паретичниј и на непаретичној страни при истој врсти покрета, како би се упоредиле разлике између здраве и паретичне стране. Слика 36 приказује експерименталну поставку коришћену у радовима [5, 6], у којима је детаљно описана коришћена инструментација и подаци о пацијентима који су учествовали у студији. У овом делу ће бити наведена само процедура снимања, ради јаснијег разумевања описаних резултата.



Слика 36 Експериментална поставка за паралелно снимање ЕМГ сигнала и механике покрета: (а) гониометри бележе углове у зглобовима прста приликом њихове флексије и екстензије; (б) динамометар са одвојеним пољима за појединачне прсте дележи силу произведену приликом цилиндричног хвата; по једна матрична електрода 6×4 је постављена на воларну и дорзалну страну подлактице како би се забележили сигнали и са флексора и са екстензора прстију и шаке; свака матрица је повезана на по један „Smarting“ појачавач. Преузето и адаптирано из [5] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

Снимање је вршено према следећој процедури:

- инструментација за снимање ЕМГ сигнала и гониометри се поставе на непаретичну руку;
- испитаник, седећи за столом, постави руку на сто у неутрални положај;
- на аудиторне команде у тачно дефинисаном ритму (покрети и паузе између покрета) испитаник направи десет екстензија прстију (отварање шаке);
- након забележених екстензија, испитанику се при истом положају шаке да у руку динамометар;
- на аудиторне команде у тачно дефинисаном ритму (покрети и паузе између покрета) испитаник направи десет флексија прстију (цилиндрични хват);
- након снимања на непаретичној руци, комплетна инструментација се симетрично премести на паретичну руку и понови се идентична процедура.

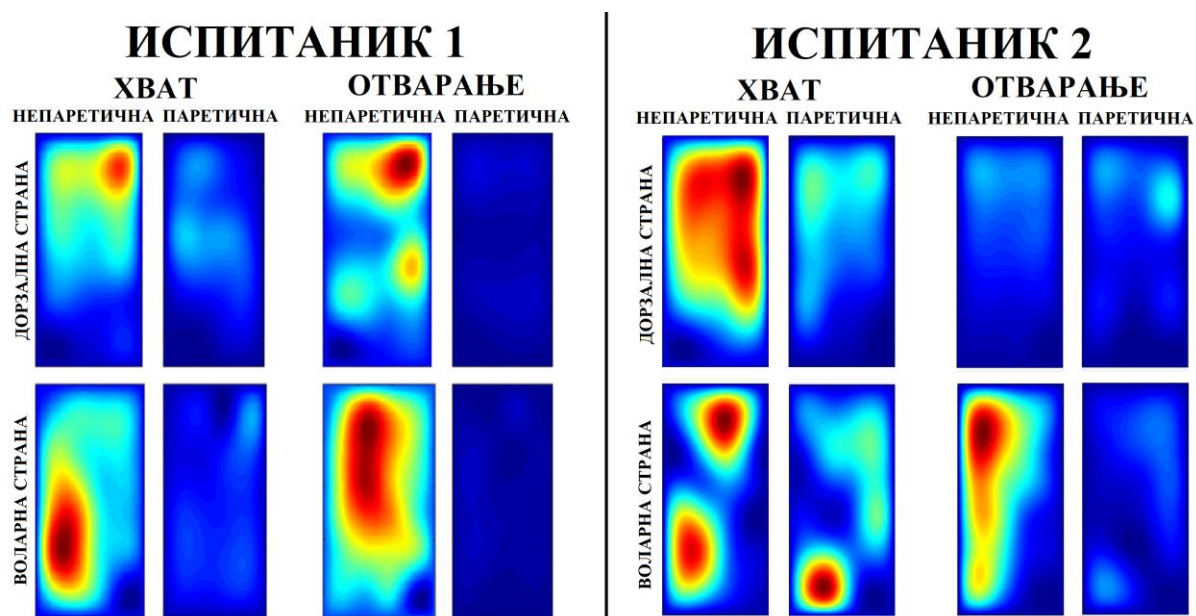
На овај начин су забележене информације о истим покретима и на паретичној и на непаретичној руци, као и активности актуатора ових покрета (ЕМГ сигнали). Тиме је обезбеђен довољан материјал за поређење паретичне и непаретичне стране и увиђање разлика услед слабије инервације.

Након одређивања позиције стимулационих електрода на основу претходно добијених ЕМГ снимака, примењена је функционална електрична стимулација током истих покрета и забележени су механички сигнали током покрета насталом уз стимулацију. Информације о стимулацији могу се наћи у [5].

ЕМГ мапе коришћене за анализу су формиране на идентичан начин као што је описано у одељку 3.2.3 на основу амбелопа ЕМГ сигнала који су препроцесирани на исти начин као што је описано у 3.2.2.

4.1.2. Симетрија ЕМГ мапа

Слика 37 приказује карактеристичне примере ЕМГ мапа, добијение на основу сигнала забележених на воларној и дорзалној страни паретичне и непаретичне руке, током хвата и отварања шаке. Све мапе су приказане из исте фазе покрета при максималном интензитету електричне активности у току покрета.



Слика 37 Упоредни приказ карактеристичних ЕМГ мапа на воларној (горњи ред) и дорзалној (доњи ред) страни подлактице непаретичне и паретичне руке приликом хвата (лева половина панела) и отварања (десна половина панела) шаке. Мапе су приказане за два испитаника (леви и десни панел). Уочава се одређена симетрија у облику активних регија на мапама на левој и десној подлактици током исте врсте покрета. Услед слабије инервације мишића, интензитети су приметно слабији на паретичној страни. Преузето и адаптирано из [5] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

На ЕМГ мапама са непаретичне руке се види јасно дефинисана регија високе електричне активности и на воларној и на дорзалној страни. Као што је очекивано и већ објашњено у претходном одељку, током хвата је израженија активност на воларној

(флексори) страни а током птварања шаке на дорзалној (екстензори). Ако упоредимо ЕМГ мапе са паретичне и непаретичне руке, прва разлика која се уочава је драстично нижи интензитет електричне активности. Смањени интензитет је потпуно очекиван услед слабије инервације мишића, па је практично смањен број извора ЕМГ сигнала. Међутим, битна особина ЕМГ мапа, снимљених на овај начин, је да се облици регија на паретичној страни у великој мери подударaju са облицима мапа на непаретичној. Тачније, регија високе активости има симетрично пресликан облик (са одређеним степеном варијација) регија са непаретичне руке, са смањеним интензитетима. Оваква симетрија је очекивана услед симетрије самих екстремитета на којима је снимано.

Разлике у облицима регија на паретичној и непаретичној страни потичу од већег броја фактора:

- анатомске разлике леве и десне подлактице (обими, дебљине мишића, њихова тачна позиција итд.);
- различити шаблони активације моторних јединица на левој и десној руци за исте врсте покрета (треба урачунати и да је једна страна доминантна);
- поремећен шаблон активације услед слабе инервације паретичне руке (покушаји компензације преосталим инервираним мишићима, моторним јединицама истог мишића итд.)
- одступања од симетричног постављања електрода.

4.1.3. Детекција позиција стимулационих електрода

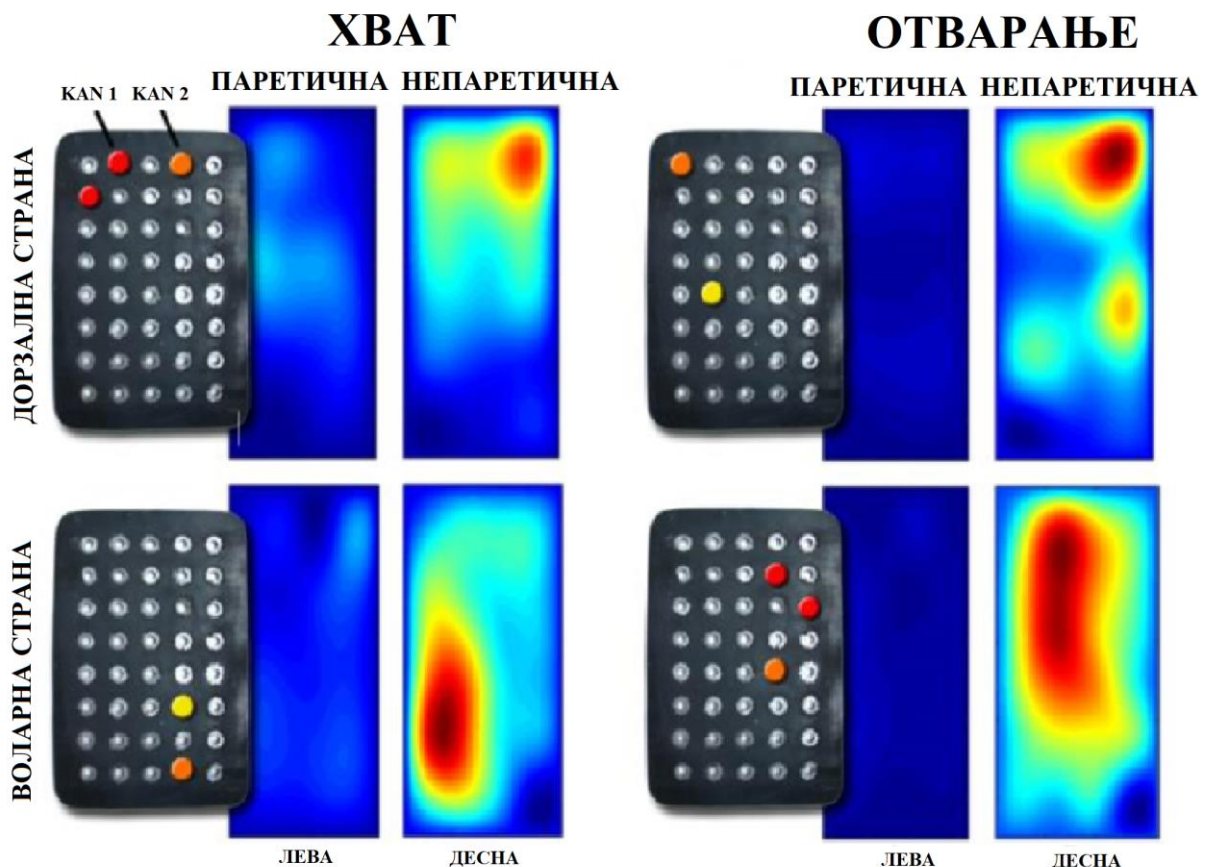
Претходно описана симетрија, уочена у ЕМГ мапама са паретичне и непаретичне руке, даје одличну полазну основу за одређивање позиције стимулационих електрода за функционалну електричну стимулацију – ФЕС („FES – Functional Electrical Stimulation“). Пошто активне регије имају симетричне облике на левој и десној руци, идеја је да се на основу поређења мапа на непаретичној и паретичној руци одреде места која би требало додатно стимулирати како би се добио функционалан покрет. Како би се постигао што правилнији покрет потребно је стимулирати већи број тачака на воларној и дорзалној страни и практично изимитирати синергију здраве руке. Прецизније, потребно је произвести контролисане контракције мишића који су одговорни за жељени покрет, као и коконтракције мишића антагониста како би се обезбедила стабилност зглоба шаке и контрола покрета.

Слика 38 приказује парове карактеристичних ЕМГ мапа са паретичне и непаретичне руке током хватања и отварања шаке. Мапе су забележене и на воларној и на дорзалној страни, како би се добила што детаљнија слика синергије и што прецизније одредиле позиције тачака за стимулацију. Треба се подсетити да је ЕМГ мапа добијена интерполацијом, тако да она представља оквирну процену активних регија, као и да површински ЕМГ сигнали представљају суперпозицију активности већег броја моторних јединица и да интензитет сигнала на површини коже у великој мери зависи од дубине на којој се мишић налази а не само од интензитета контракције. Поред тога, место најјаче ЕМГ активности и неуро-мишићни плексус, на ком је најефикасније стимулирати мишић електричном стимулацијом, нису нужно на истом месту, а и тачне путање електричне струје, које генерише стимулатор, не могу у потпуности прецизно да

се контролишу (претпоставља се да ће највећи део струје проћи најкраћом путањом од аноде до катодe). Сходно наведеним чињеницама, у раду [5] није вршен прецизан прорачун локалних максимума за процену места за стимулацију већ је процена вршена на основу визуелне анализе ЕМГ мапа и хеуристичке процене.

За циљану стимулацију коришћене су матричне стимулационе електроде, које се могу видети са леве стране ЕМГ мапа (Слика 38), у комбинацији са бежично контролисаним ФЕС стимулатором (детаљније о техничким детаљима стимулације видети у [101]). Матрица стимулационих електрода даје могућност ручног одабира поља на која ће се користити за стимулацију. ЕМГ мапе практично представљају навигацију терапеуту да процени места за стимулацију, како би се олакшала и скратила процедура ако би се тачке бирале насумично. У идеалном случају, позиције тачака за стимулацију су симетрично пресликане позиције пикова на ЕМГ мапама са непаретичне руке. Међутим, из већ поменутих разлога, оваквим дизајном матрице, терапеуту је остављена могућност да у кратком року испита и околне позиције у матрици и пронађе оптималну комбинацију позиција.

ИСПИТАНИК 1



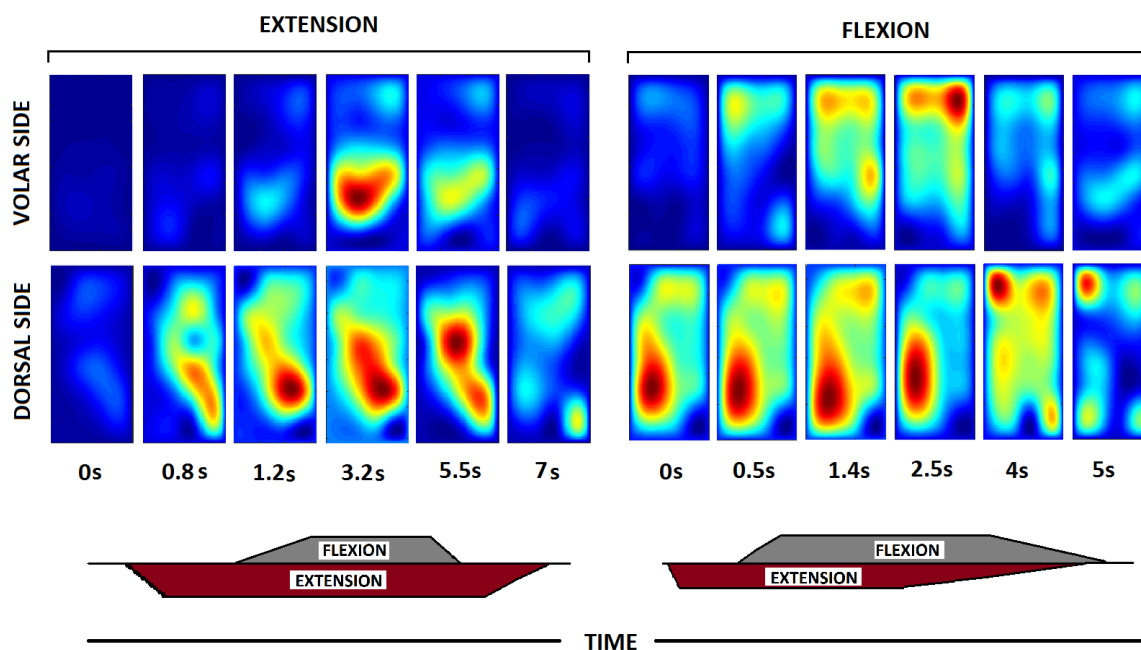
Слика 38 Одређивање позиција електрода за ФЕС на основу ЕМГ мапа са непаретичне стране. Активна поља у матрици се бирају на основу позиције симетрично пресликаних активних регија, како би стимулација помогла испитанику да паретичном руком изведе одговарајући покрет. Интензитети стимулације су кодирани по бојама: црвена (висок интензитет) – 24mA, наранџаста (средњи интензитет) - 19mA и жута (изак интензитет) - 14mA. Преузето и адаптирано из [5] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

Поред позиције места за стимулацију, на основу односа интензитета на ЕМГ мапама, процењен је и однос интензитета стимулације на појединачним каналима. На слици су различити интензитети представљени различитим бојама: црвена (висок интензитет) – 24mA, наранџаста (средњи интензитет) - 19mA и жута (изак интензитет) - 14mA. На основу ЕМГ мапа је успостављен међусобни однос, а њихова апсолутна вредност изражена у mA је подешена на основу одзива испитаника. Детаљније о подешавању интензитета стимулације у наредном одељку.

4.1.4. Формирање стимулационих профила

Да би се постигао што течнији и природнији покрет, поред правилног одабира места за стимулацију, потребно је и формирати одређене стимулационе профиле, који ће дозирати јачину стимулације у току времена.

Слика 39 приказује серије ЕМГ мапа са воларне и дорзалне стране са непаретичне руке током отварања и затварања шаке. По истом принципу који је разјашњен у претходном поглављу о тренду интензитета регија на „ACS“ ЕМГ мапама, успостављена је корелација са електричном стимулацијом на каналима. На доњим графицима је илустрован трапезоидни облик стимулационих профила за флекторе и екстензоре добијен на основу мапа изнад.



Слика 39 Формирање стимулационих профила на основу промене интензитета на ЕМГ мапама у времену. На горњим панелима су приказане серије ЕМГ мапа током отварања (лево) и затварања (десно) шаке, забележене на воларној и дорзалној страни подлактице. Приказане мапе су из различитих тренутака истог покрета. Трапезоидне функције, приказане на доњим графицима представљају процењене облике стимулационих профила у времену, који прате тренд интензитета регија на ЕМГ мапама. Преузето из [5] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

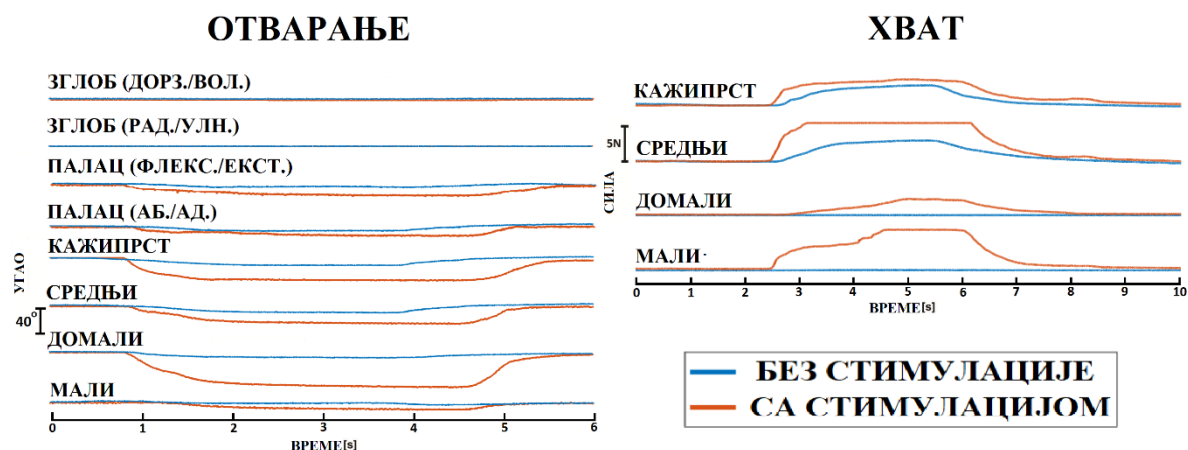
Пошто се контролисан покрет добија у синергији контракција и коконтракција флексора и екстензора, и током отварања и затварања шаке постоји стимулација са обе стране, али се активира у различитим моментима. Треба приметити да се екстензори активирају пре флексора и током отварања и затварања шаке. Када је у питању отварање шаке, где се екстензори примарни актуатори покрета, активација екстензора пре коконтракције флексора има у потпуности јасно објашњење: активирају се екстензори прстију како би вршили екстензију прстију и отворили шаку, а у одређеном тренутку се активирају и одређени делови флексора како би учврстили зглоб шаке да не иде шака у екстензију под дејством екстензора. Међутим, током хвата, где су примарни актиатори флексори, који савијају прсте и доводе до хвата, поново се прво активирају екстензори. Када се рука налази у опуштеном стању у неутралном положају, под дејством гравитације, шака одлази у аддукцију и благо у флексију. Мишићи флексори и абдуктори, који би вратили зглоб шаке у стабилан неутралан положај у ком ће се вршити флексија прстију и добити правилан хват, се налазе ва дорзалној страни подлактице, па се из тог разлога прво јавља активност антагониста када је у питању хват.

Илустрација стимулационих профила на слици 39 даје један општи тренд интензитета флексора и екстензора. Међутим, ако се детаљније размотре приказане ЕМГ мапе, као и објашњења из претходног поглавља о препознавању и праћењу различитих регија на подлактици, види се да сви делови мапе не мењају интензитете на идентичан начин. Према томе, у идеалном случају би требало формирати стимулационе профиле за сваки канал посебно, на основу односа интензитета већег броја регија као што је приказано у одељку 3.2.7 (Слика 34). Пошто је стимулација намењена пацијентима, а због већ поменуте потреба да се свака процена добијена на основу ЕМГ мапа коригује испробавањем на самом пацијенту пре самог третмана, из практичних разлога процедура је поједностављена копирањем истог облика стимулационих профила на све канале са исте стране (један облик за флексоре, а други за екстензоре). На сваком каналу су интензитети скалирани у односу на претходно одређене максималне интензитете. Дакле, прекопиран је тренд промена интензитета, али се сами интензитети међу каналима разликују у односу који је претходно добијен на основу ЕМГ мапа.

4.1.5. Резултати примене ЕМГ мапа за ФЕС

Слика 40 даје пример који потврђује хипотезу да стимулација регија на паретичној руци, на местима где постоји одсуство ЕМГ активности у односу на контралатералну, непаретичну руку, даје резултате. Приказани сигнали су снимљени на испитанику 3, који је имао прилично одсуство функције паретичне руке. Могу се уочити јасне разлике у амплитудама покрета са и без стимулације. Из сигнала са гониометара (лево) током отварања шаке, јасно се види побољшање у екстензији прстију. Наиме, поједини прсти се померају и до 30° од почетног положаја, што је значајан напредак у односу на покрет од неколико степени без стимулације. Такође, и у генерисаним силама током флексије се може видети значајно побољшање. Може се приметити да је без стимулације активност у потпуности одсутна, док се са стимулацијом генеришу силе на овим прстима и до 5N, што су упоредиве величине са силама генерисаним на непаретичној руци. Чињеница да је приликом отварања и затварања шаке под дејством

стимулације добијен жељени покрет а да је притом зглоб шаке остао стабилан, што показују сигнали са гониометара (Слика 40 лево), потврђује саму хипотезу да се



Слика 40 Приказ ефекта циљане ФЕС, помоћу ЕМГ мапа, на силу генерисану флексијом појединачних прстију током хвата (десно) и промене углова током екстензије прстију током отварања шаке (лево). Плавом бојом су приказани сигнали снимљени приликом покрета без стимулације, а црвеном су приказани сигнали са стимулацијом. Уочава се јасно побољшање функције у оба случаја: силе приликом хвата су појачане, чак и на прстима на којима их уопште није било (домали и мали прст), а приликом екстензије дошло је до приметне промене на свим прстима, а при том је зглоб шаке остао фиксиран, што је битна предност циљане ФЕС у односу на обичну стимулацију.

стимулацијом места на којима недостаје ЕМГ активност може постићи контролисан, функционални покрет.

Треба напоменути да се оваквим методом, поред добијања правилнијег покрета, значајно умањује укупна јачина стимулације потребне за производњу покрета од класичних система за стимулацију са појединачним електродама и мањим бројем канала. Смањена предата количина енергије је директно повезана са смањеним осећајем непријатности и потенцијалних повреда насталих под дејством стимулације.

4.2. Закључак

Из наведених резултата може се закључити да приказани метод за одређивање регија за стимулацију моторног система за селективну, функционалну активацију паретичне шаке, на основу поређења мултиканалних ЕМГ снимака са непаретичне и паретичне подлактице даје очекиване резултате, потврђујући полазну хипотезу. Развијени метод се састоји из две фазе:

- 1) снимање мултиканалног ЕМГ-а и његово процесирање;
- 2) стимулација преко стимулационих електрода постављених на места добијена поређењем ЕМГ мапа са паретичне и непаретичне руке.

Детекција стимулационих места на основу ЕМГ мапа не захтева употребу сензора за мерење механике порета, који су коришћени само у студији, као контролни сигнали. У практичним, клиничким применама, успешност стимулације је могуће пратити и вузелном инспекцијом, што у великој мери поједностављује процедуру, као и комплексност хардверског система.

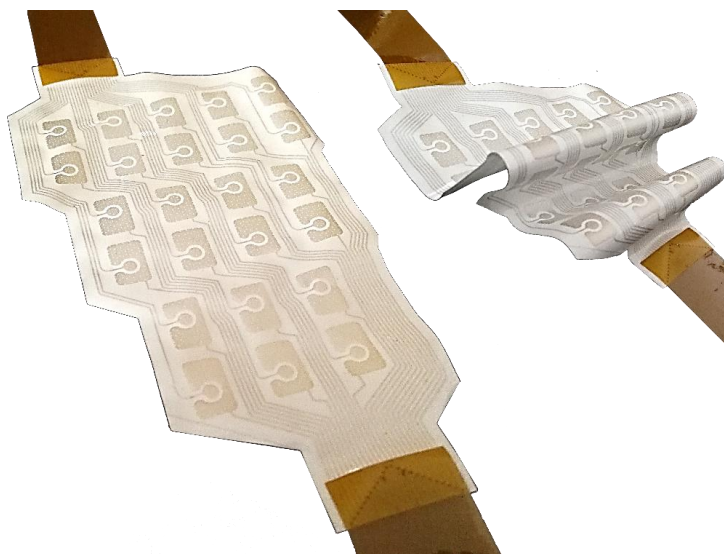
Дакле, овим је формирана просторно-временска слика синергије активности мишића са циљем унапређења селективности мишићне стимулације при примени матричних електрода, што је једно од три основна питања која представљају доказ полазне хипотезе овог рада.

4.2.1. Предлог за будућа истраживања

На узорку од три испитаника показано је идејно решење наведеног метода. За детаљније испитивање метода, његовог утицаја на брзину и квалитет опоравка пацијента, као и могућности побољшања и убрзања процедуре, неопходно је укључити већи број испитаника са различитим карактеристикама.

Потребно је испитати различите облике матрица (број и позиција електрода) и њихове димензије, како би се што боље прилагодиле анатомским и пато-физиолошким разликама корисника.

Поред хардверских унапређења, потребно је испитати могућности детекције активних регија и процене промене њиховог интензитета у времену, слично као у одељку 3.2.7. За потпуну аутоматизацију процедуре, неопходно је развити алгоритам који ће на бази процењених позиција и интензитета аутоматски бирати стимулационе канале и поља у матрици. Идејно решење овог проблема је започето након истраживања наведеног у овом поглављу и тиче се комбинованих матрица за мерење ЕМГ-а и стимулацију. Започет је развој електроде од 48 канала (24 ЕМГ и 24 ФЕС), распоређеним тако да се унутар сваке стимулационог поља налази галвански одвојено поље за снимање ЕМГ-а. Идеја је да се без промене матрица, применом аутоматске детекције регија на ЕМГ мапама формирају стимулациони профили и контролни сигнали за мултиплексер за одабир стимулационих поља у матрици. Приказана електрода је произведена у компанији Amotech (Сеул, Јужна Кореја, global.amotech.co.kr).

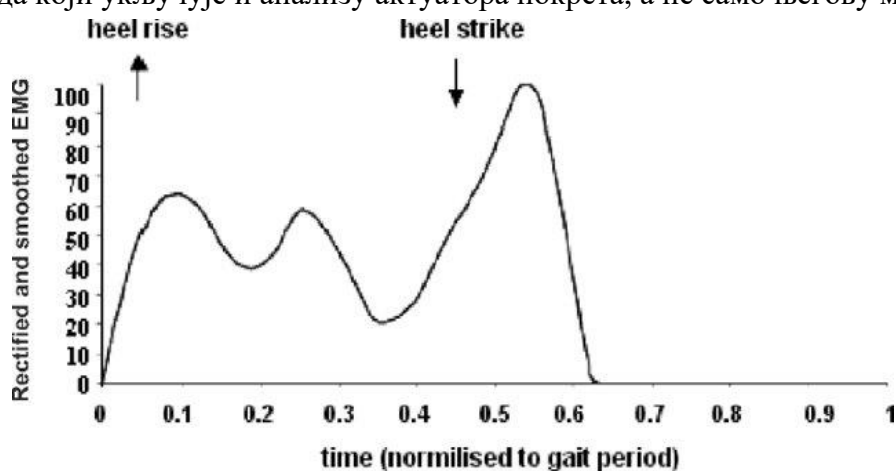


Слика 41 Комбинација стимулационих и мерних ЕМГ електрода нанетих посебном штампом на флексибилни носилац, који даје одличну могућност прилагођавања облику тела на који се поставља.

5. Примена мултиканалног ЕМГ-а у анализи хода

Цереброваскуларна оштећења доводе до хемиплегије, тј. до парцијалне парализе једне стране тела. Ова парализа у великом броју случајева се одражава на постуру и ход: неправилна постава, неравномерно распоређен ослонац на обе ноге при стајању, успорен и асиметричан ход, брзо настајање замора итд [81].

Процена правилности хода у рехабилитацији, као оцена стања пацијента, користи полусубјективне методе, базиране на стручности и искуству лекара и терапеута. Постоји низ скала за оцену хода за различите врсте патологија (RVGA, GAIT, SGT, OGS, GABS итд.) [82]. Развој технологије је довео до објективизације метода за квантификацију хода. У употреби су различите врсте инструментације: сензорне платформе за мерње сила реакције подлоге и камере са рефлектујућим маркерима за снимање покрета [83], инерцијалне јединице и улошци за ципеле са сензорима силе [84], стазе за ходање са сензорима [85] итд. Наведени примери система омогућавају анализу механике хода (углове зглобова [86], угаоне брзине и убрзања при ходу [87], силе реакције подлоге [88] итд.). Поред механике хода, важну информацију носе и физиолошки сигнали као што је ЕМГ активност мишића одговорних за настајање покрета [89]. Комбинација физиолошких сигнала и механике хода, даје могућност квалитативне и квантитативне анализе хода који укључује и анализу актуатора покрета, а не само његову механику.



Слика 42 Класичан облик ЕМГ анvelope на *tibialis anterior m.* код здравог испитаника, током једног циклуса; стрелицама су означени тренуци почетка одвајања пете од подлоге (лева стрелица – „heel rise“) и удараца петом у подлогу након фазе замаха (десна стрелица – „heel strike“). Преузето из [91] (Љубазношћу издавача дозвољена је употреба слика у некомерцијалне сврхе)

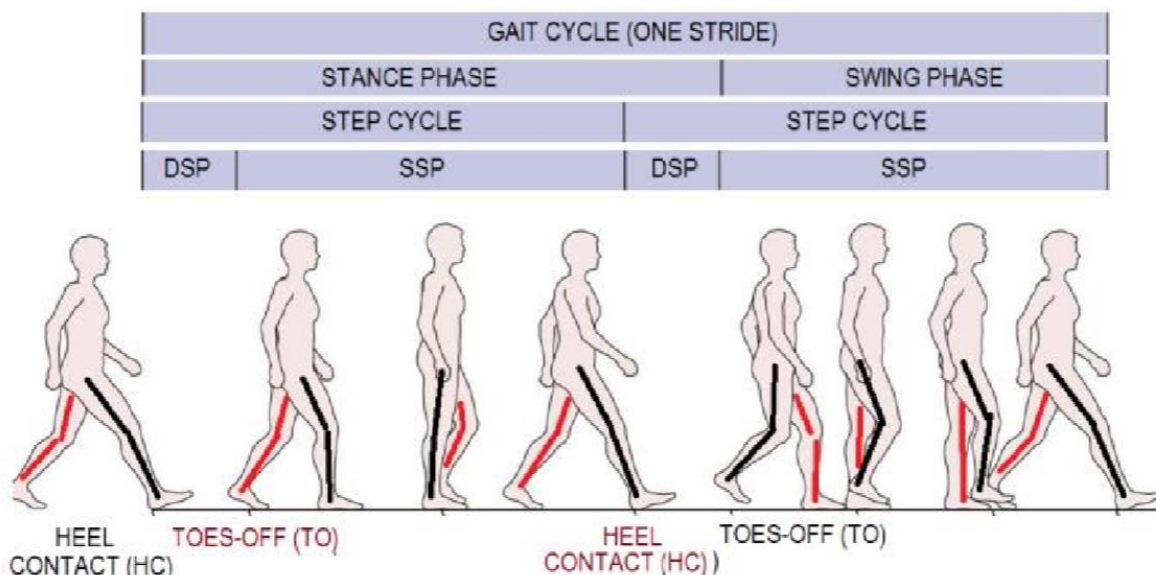
Проблем падајућег стопала („Drop foot“), који ће бити разматран у овом поглављу, је једна од патологија која прати хемиплегичне пацијенте и изражен је у фази замаха [90]. Проблем настаје услед слабе инервације *tibialis anterior m.*, задуженог за подизање стопала. Пацијент који има падајуће стопало није у могућности да у фази замаха одвоји прсте од подлоге, као ни да правилно позиционира стопало на крају фазе замаха како би се ослонио том ногом, што у великој мери отежава ход или га чини немогућим. У раду [91] приказан је пример паралелне анализе механике хода и ЕМГ сигнала са *tibialis anterior m.*, у циљу добијања контролних сигнала за ФЕС. У раду је дат и пример карактеристичне анvelope ЕМГ сигнала са *tibialis anterior m.*, током једног

циклуса хода код здравог испитаника (Слика 42). У раду [92] приказан је метод за процену обнове моторичких функција код хемиплегичних пацијената. Метод се заснива на ЕМГ сигнаlima са *tibialis anterior m.*, током задатог покрета. Паралелно са ЕМГ сигнаlima праћена је и механика покрета (угао у скочном зглобу).

Циљ истраживања описаног у овом поглављу је да презентује нови модел процене опоравка моторичких функција, на бази анализе просторне расподеле електричне активности *tibialis anterior m.* приликом хода. Циљ је да се испита активација мишића током функционалног покрета, поређњем параметара хода, добијених из механичких величина, и дескриптора ЕМГ мапа, који описују активност *tibialis anterior m.* Основни аспект система за овакву анализу приказан је у радовима [93, 94].

Из механике хода биће процењени основни параметри хода који су везани за тајминг:

- GC („Gait Cycle“ – циклус хода) – време између два узастопна контакта петом исте ноге;
- SC („Step Cycle“ – циклус корака) – време између контакта петом ипсилатералне ноге и следећег контакта петом контралатералне ноге;
- STP („Stance Phase“ – фаза ослонца) – време између контакта петом и одвајања прстију исте ноге;
- SWP („Swing Phase“ – фаза замаха) – време између одвајања прстију и контакта петом исте ноге;
- SSP („Single Support Phase“ – фаза ослонца на једној нози) – време када је ослонац само на једној нози;
- DSP („Double Support Phase“ – фаза ослонца на обе ноге) – време када је ослонац истовремено на обе ноге;
- GC („Gait Cadence“ – каденца хода) – број корака у јединици времена.



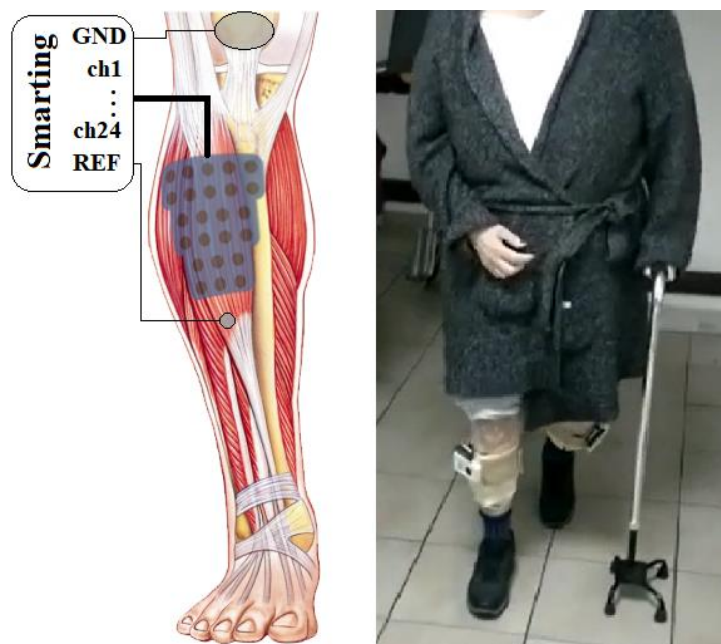
Слика 43 Фазе хода, које дефинишу параметре ходе: параметри се добијају на основу два карактеристична тренутка из циклуса хода – контакт петом и одвајање прстију од подлоге; преузето из [96]

5.1. Метод

5.1.1. Аквизиција сигнала

5.1.1.1. Инструментација

За снимање ЕМГ сигнала су коришћене две трапезоидне матричне електроде описане у одељку 2.2.3, које су биле повезане на два Smarting® појачавача (одељак 2.1). Матрице су постављане на предњи део потколенице изнад регије у којој се налази мишић *tibialis anterior m.* (Слика 44). Референтне електроде су постављане између матричне електроде и стопала, дуж уздужне осе матрице, на растојању од 2cm од доње ивице матричне електроде. „Ground“ електрода је постављана на колено.



Слика 44 Шематски приказ постављања електрода за снимање ЕМГ сигнала на *tibialis anterior m.* током хода (лево); Слика експерименталне поставке током снимања (десно).

За праћење кинематике и динамике хода коришћен је „Walky“ систем описан у одељку 2.3.4. ЕМГ сигнали и сигнали снимљени помоћу „Walky“ система су синхронизовани помоћу LSL платформе.

5.1.1.2. Испитаници и протокол мерења

У истраживању су учествовала 4 испитаника са хемиплегијом насталом услед можданог удара. Сви испитаници су потписали сагласност одобрену од етичког комитета завода за рехабилитацију „Др Мирослав Зотовић“ у Београду, где су и вршена мерења на пацијентима, уз стални надзор лекара. Подаци о испитаницима су дати у табели IV.

Испитаници су имали задатак да пређу дистанцу од 10m својим природним ходом, тј. онако како је испитаник био у могућности. Испитаник је пре почетка снимања стајао усправно на почетној позицији, са ослонцем на обе ноге (и помагало, ако је

неопходно). Аудиторном командом испитаник је обавештен да крене у ход. Испитанику није претходно показан циљ, већ је обавештен аудиторним сигналом када да се заустави, како не би дошло до ремећења локомоције и успоравања приликом прилажења циљу. Сви испитаници су снимани идентичном процедуром два пута: на почетку терапије и на крају терапије, након 4 седмице.

Табела 2 Подаци о испитаницима у студији анализе активности мишића *tibialis anterior* током хода

Исп.	Год.	Пол	Висина [cm]	Маса [kg]	Дуж. потколена [cm]	Обим листа [cm]	Хемипл.	Асист.
1	54	Ж	182	85	36	45	лева	штап
2	59	Ж	178	75	35,5	38	десна	штап
3	66	М	176	69	34,5	29	десна	штап
4	72	Ж	175	71	34	31	десна	штап

5.1.2. Препроцесирање ЕМГ сигнала

Забележени ЕМГ сигнали су препроцесирани на идентичан начин као што је описано у 3.2.2. Пошто је у свим сигнаlima присутан изражен артефакт од померања електрода због удараца петом, примењена је и декомпозиција сигнала ICA (Independent Component Analysis) методом и уклањањем компоненти које одговарају артефактима. Анализа је рађена у програмском окружењу Matlab R2015b (The MathWorks, Natick, MA, USA, www.mathworks.com).

5.1.2.1. Уклањање артефаката применом ICA метода

Артефакти настали померањем електрода су чест проблем при снимању ЕМГ сигнала. Разлог за њихово настајање су капацитивне промене на контакту електроде и коже (проводна електрода и кожа се могу посматрати као плоче кондензатора). Ови артефакти утичу на дегенерацију базне линије ЕМГ сигнала. Ако су у питању блажи покрети, у ЕМГ сигналу се јављају изражене компоненте на ниским учестаностима, што резултује кривљењем базне линије (Слика 27). Међутим, у случају хода и снимања ЕМГ сигнала, ударац петом изазива снажан потрес електрода, што резултује израженим пиковима у ЕМГ сигналу који могу бити и за ред величине веће амплитуде него остатак сигнала (Слика 45 горњи панел). Пошто ударац петом практично побуђује систем Дираковим импулсом, артефакт који настаје је расејан по целом спектру система, па његово уклањање применом филтра није могуће.

Један од често примењиваних метода за уклањање артефаката (као што су ЕКГ из ЕМГ сигнала, или трептаји ока из ЕЕГ сигнала) је примена FastICA метода [95]. FastICA метод је брз и ефикасан метод за израчунавање независних компоненти. Он је базиран на итеративном алгоритму фиксних тачака и представља један од најкоришћенијих метода за декомпозицију сигнала, дигиталне слике итд. Као и сваки ICA метод FastICA захтева два главна услова, које артефакти и ЕМГ сигнали испуњавају:

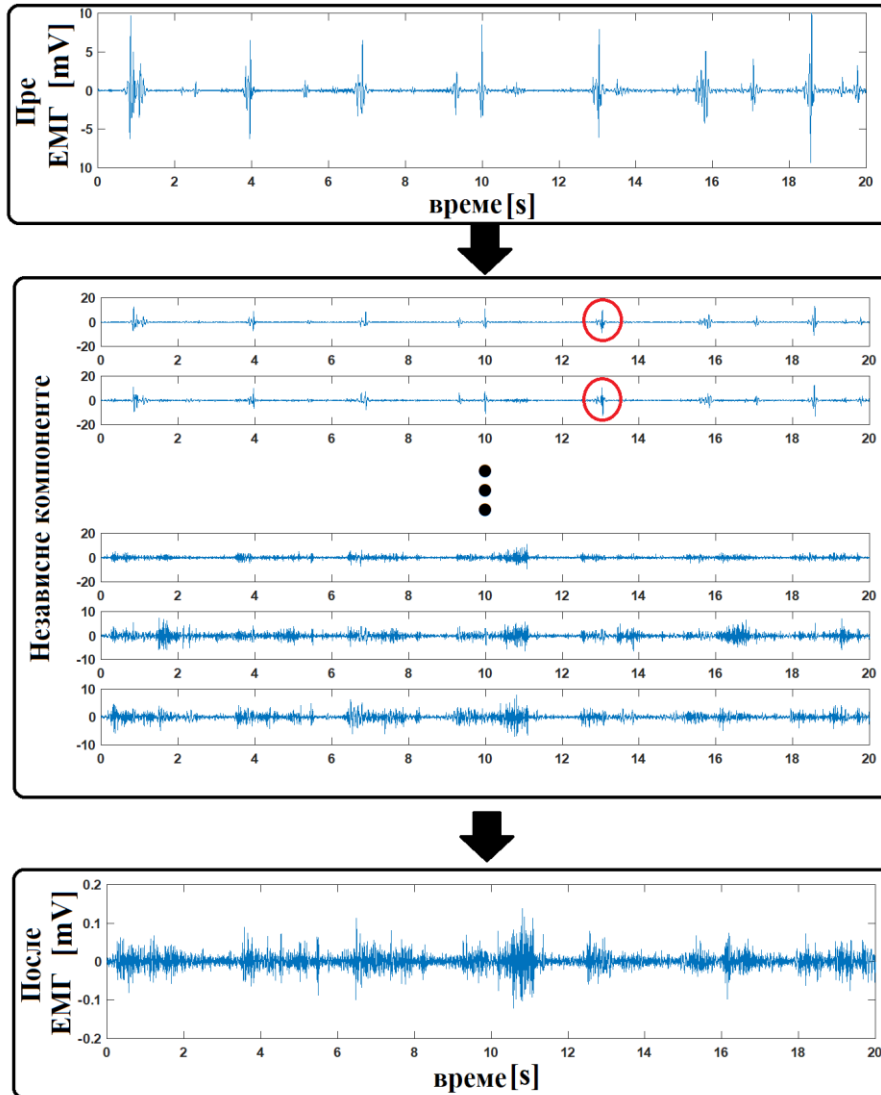
- 1) извори сигнала су независни;
- 2) и вредности у изворним сигнаlima немају Гаусову расподелу.

У овом делу ће у кратким цртама бити објашњен алгоритам уклањања артефаката, а детаљан опис FastICA алгоритма се може видети у [95]. Сигнали са артефактима се могу представити као:

$$\mathbf{x} = \mathbf{A}\mathbf{s};$$

где су:

$$\mathbf{x} = \begin{bmatrix} x_1 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix} \text{-сигнали; } \mathbf{s} = \begin{bmatrix} s_1 \\ \vdots \\ s_n \end{bmatrix} \text{-извори; } \mathbf{A} = \begin{bmatrix} a_{11} & \cdots & a_{1n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ a_{n1} & \cdots & a_{nn} \end{bmatrix} \text{-матрица мешања.}$$



Слика 45 Примена FastICA за уклањање артефаката из ЕМГ сигнала; горњи панел- пример секвенце од 20s ЕМГ сигнала са артефактима (један канал); средњи панел - примери независних компоненти са артефактима (примери у црвеном кругу) и без артефаката; доњи панел - ЕМГ са уклоњеним артефактима

Применом ICA алгоритма израчунавају се тежински фактори \mathbf{W} такви да су раздвојене компоненте \mathbf{u}

$$\mathbf{u}(t) = \mathbf{W}\mathbf{x}(t) = \mathbf{W}\mathbf{A}\mathbf{s}(t)$$

максимално статистички независне. Слика 45 приказује декомпозицију 24 ЕМГ сигнала са једне матрице (на горњем панелу је приказан само један канал због ограниченог простора) на 24 независне компоненте (максималан број компоненти). Међу добијеним компонентама \mathbf{u} (средњи панел) издвајају се компоненте са артефактима (примери су означени црвеним круговима) и компоненте које претежно садрже ЕМГ сигнале (доњи део средњег панела). Визуелном инспекцијом се детектују компоненте које претежно

садрже артефакте и уклоне се мануелно, изједначавајући све одбирке са нулом. Након обрисаних компоненти, инверзијом се реконструишу ЕМГ сигнали на основу преосталих компоненти:

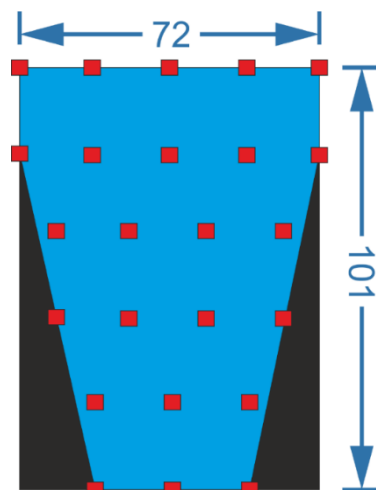
$$x(t) = W^{-1}u(t).$$

При декомпоновању сигнала и брисању компоненти, долази до оштећења оригиналног сигнала. Међутим, пошто се ради о анализи која је базирана на анвелопама сигнала, где се анализирају глобалне промене интензитета, оштећења настала уклањањем дела компоненти минимално утичу на резултат у односу на утицај артефаката, који готово у потпуности онемогућавају анализу.

5.1.2.2. Формирање трапезоидних ЕМГ мапа

Формирање ЕМГ мапа је засновано на интерполацији као што је објашњено у одељку 3.2.3, са одређеним разликама. Разлика је у формирању иницијалне матрице у програму, јер распоред самих електрода није у облику матрице, већ у облику трапеза, где су трећи и четврти ред смакнути у односу на остале. Прво је формиран темплат димензија 101x72 пиксела (Слика 46), који се састоји од 3 врсте пиксела:

- 1) пиксели резервисани за одбирке анвелопа сигнала (оригиналне тачке);
- 2) регија пиксела између тачака у којој се врши интерполација;
- 3) регије празних пиксела (вредност „NaN“).



Слика 46 Темплат за формирање ЕМГ мапе; Црвеним квадратима су означене позиције пиксела којима се додељују вредности одбирака ЕМГ анвелопа са одговарајућих канала; плава регија је регија пиксела у којој се врши интерполација; црне регије су регије празних пиксела

Димензије пиксела су 1x1mm. На овако формиран темплат се примењује полиномијална („spline“) интерполација као у одељку 3.2.3.

Све анвелопе ЕМГ сигнала су нормализоване у односу на максималну и минималну забележену вредност на обе стране:

- 1) детектована је по једна минимална вредност анвелопа са леве и са десне ноге посебно и одузета је од сваког одбирка свих сигнала са одговарајуће ноге (једна минимална вредност по нози);
- 2) детектована је максимална забележена вредност на обе матрице и сви одбирци анвелопа и са леве и са десне ноге су подељени том вредношћу (једна максимална вредност за обе ноге).

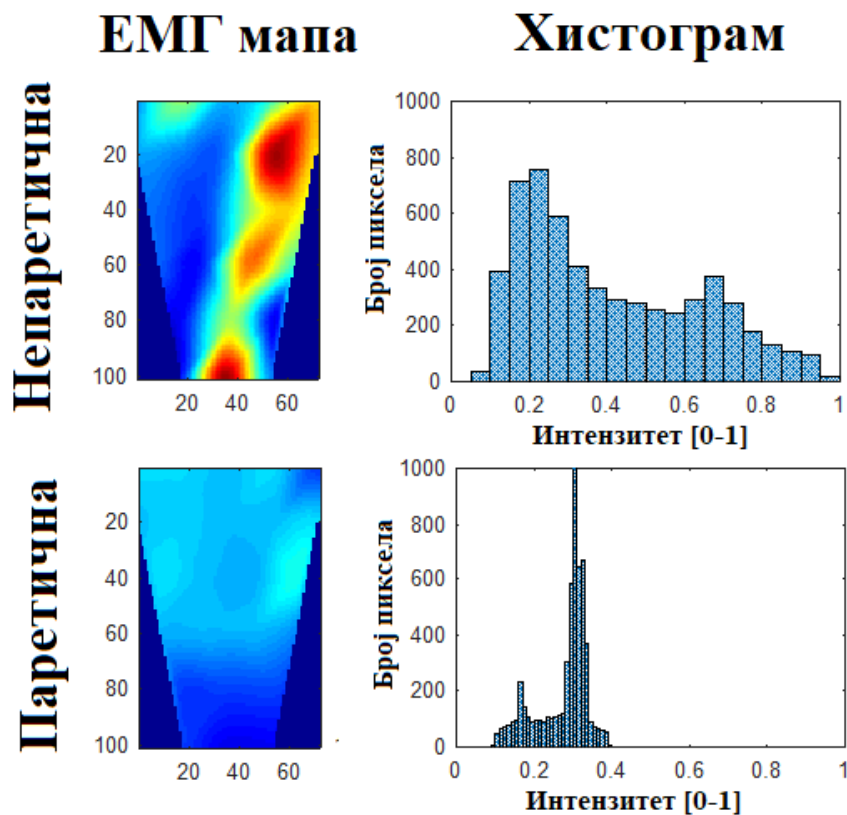
5.1.3. Израчунавање ентропије ЕМГ мапа

Први корак у анализи мапа је детекција одговарајућих тренутака у којима се редунају ЕМГ мапе. Пошто је на паретичној ноzi тешко проценити одговарајући тренутак, детекција је вршена на основу сигнала из уложака, у којима се јасно издваја жељени тренутак контакта пете са подлогом (деталније у следећем одељку 5.1.4). Да би се обезбедила боља поновљивост ЕМГ мапа од корака до корака, рачунате су ЕМГ мапе на основу усредњених 11 одбирака са сваког канала, у околини тренутка контакта петом (5 одбирака пре, одбирак у тренутку и 5 одбирака после). Број одбирака је одређен хеуристички.

Слика 47 показује по једну мапу са непаретичне и паретичне ноге и њихове хистограме. Евидентна разлика у хистограмима ЕМГ мапе са непаретичне и паретичне ноге је квантификована ентропијом дигиталне слике, која представља статистичку меру неуређености и израчунава се према формули:

$$Ent = - \sum_{i=0}^{n-1} p_i \log p_i$$

где је n број нивоа интензитета на мапи, p_i је вероватноћа изражена у броју пиксела који имају интензитет i .



Слика 47 Карактеристичне ЕМГ мапе (лева колона) у тренутку максималне активности мишића на непаретичној (горе) и паретичној (доле) ноzi и њихови хистограми (десна колона)

На основу појединачних ентропија израчунате су средње вредности ентропија за непаретичну и за паретичну ногу. На основу добијених средњих вредности израчунат је коефицијент који представља њихов однос, према формули:

$$\frac{\overline{Ent}_l - \overline{Ent}_d}{\overline{Ent}_l + \overline{Ent}_d}$$

где су \overline{Ent}_l и \overline{Ent}_d средње вредности ентропија ЕМГ мапа са леве и десне ноге, респективно.

5.1.4. Израчунавање параметара хода из кинематских и динамичких сензора

У раду [96] приказан је метод за процену фаза и подфаза (фаза када је само пета на земљи, фаза пуног ослонца, фаза подизања пете, фаза убрзања, фаза успоравања) хода, на основу сила реакција подлоге и угаоних брзина из инерцијалних јединица. Метод се заснива на примени „fuzzy“ логике и „feed-forward“ неуралне мреже. Метод је развијен на здравим испитаницима, који имају правилно распоређене фазе хода.

Код патолошких облика хода подфазе губе своју форму и представљају проблем за детекцију. Са друге стране, базична детекција тренутака додиром петом и одвајања прстију даје довољно вредну информацију, на основу које могу да се израчунају темпорални параметри хода, који у великој мери описују правилност хода. Алгоритам за детекцију фаза хода је поједностављен тако да детектује периоде када је стопало у контакту са подлогом и када није, и коришћен је у раду [97]. Алгоритам се заснива на примени „fuzzy“ логике за сегментацију сигнала на фазу замаха и фазу ослонца. Логика се састоји од 5 улаза, који одговарају сензорима силе једног улошка, и једног излаза. На сваком улазу и излазу дефинисана је по једна функција припадности облика:

$$f(x; a, b) = \begin{cases} 0, & x \leq a \\ 2 \left(\frac{x-b}{b-a} \right)^2, & a \leq x \leq \frac{a+b}{2} \\ 1 - \left(\frac{x-b}{b-a} \right)^2, & \frac{a+b}{2} \leq x \leq b \\ 1, & x \geq b \end{cases}$$

Параметри a и b су дати у табели V. Ове функције представљају „fuzzy“ прага, а параметри су добијени хеуристички. Сигнали који се доводе на улазе су нормализовани у односу на максималну забележену вредност у секвенци која се анализира. Излаз има две вредности: 0 – фаза замаха и 1 – фаза ослонца. Поред ових функција, постављен је и сет логичких правила, која на излазу дају 1 ако је било који од сигнала на улазу прешао праг. Пошто се ради о патолошком ходу, који је често непредвидив, програм оставља и могућност ручне корекције погрешно детектованих сегмената.

Табела 3 Параметри функција припадности за улазе и излаз „fuzzy“ логике

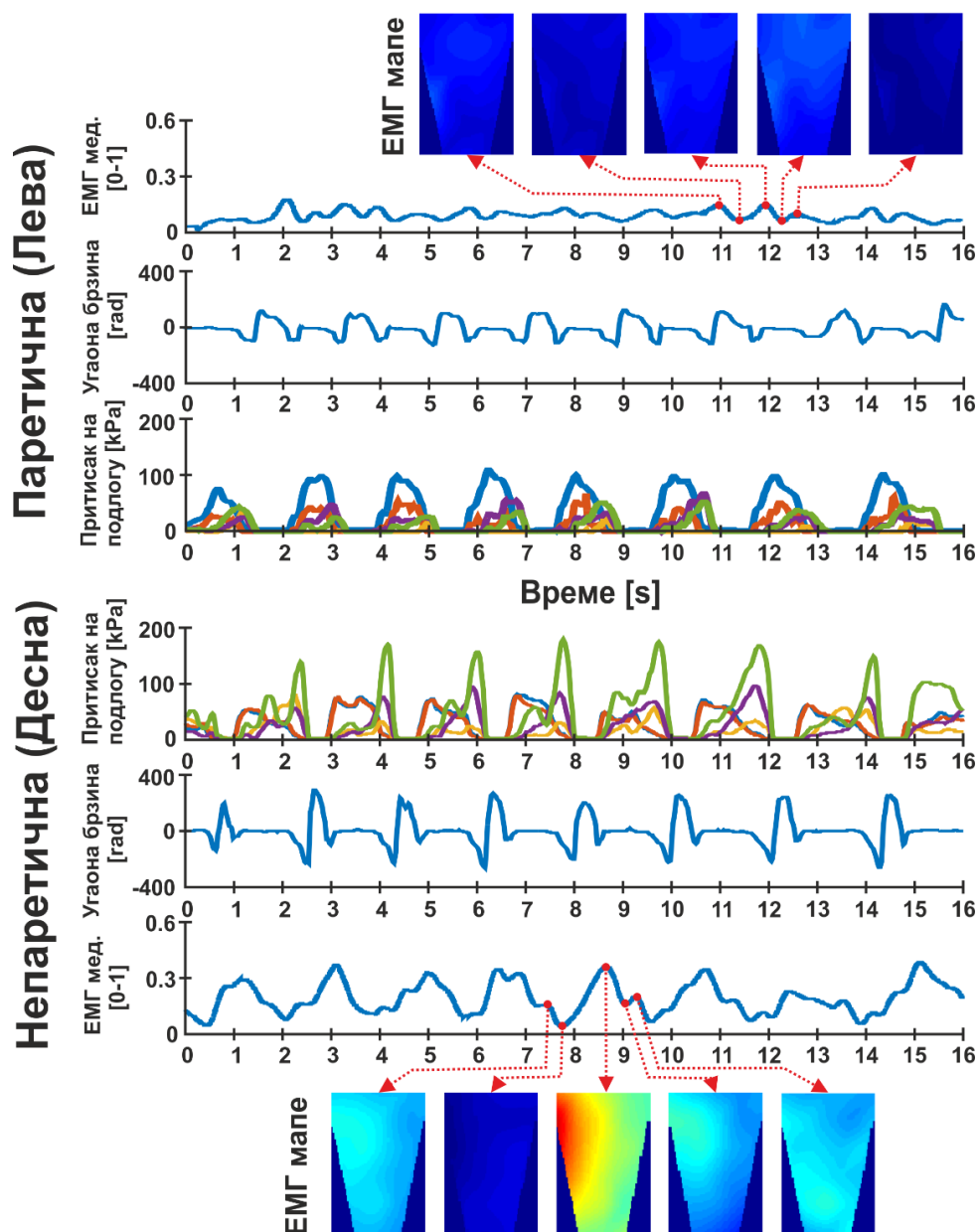
	a	b
Пета медијално	0,004	0,05
Пета латерално	0,006	0,07
Метатарзал медијално	0,006	0,04
Метатарзал латерално	0,006	0,05
Прсти	0,006	0,08
Издаз	0,006	0,08

На основу детектованих фаза, на обе ноге су израчунати темпорални параметри хода, израчунавањем временских интервала између почетака и крајева одговарајућих фаза, како је наведено у опису параметара у уводном одељку овог поглавља. Параметри су рачунати за сваку ногу посебно, осим каденце, која је заједнички параметар за обе ноге. Однос фаза ослонца и замаха у оквиру циклуса хода је изражен и процентуално.

5.2. Резултати и дискусија

Слика 48 приказује цео сет сигнала у трајању од 16s, забележених на испитанику 1 током хода. Расподела притиска приликом фазе ослонца се одвија у неправилном ритму на паретичној ноzi, тј. испитаник гази целим стопалом па сви сигнали истовремено расту од тренутка додира петом, док се на непаретичној стани јасно издваја узлазна ивица сигнала са пете, а те након пар ms остали сигнали. Такође се види и слабији ослонац на прсте на паретичној страни. Сегменти у којима су притисци једнаки 0 представљају фазу замаха и може се приметити да се њихово трајање разликује на паретичној и непаретичној ноzi: фаза замаха је краћа на непаретичној ноzi, јер испитаник током хода тежи да се што пре ослони на непаретичну ногу. Поред дужине трајања фазе замаха, њену правилност је могуће уочити из сигнала угаоних брзина. На непаретичној ноzi амплитуде су веће и примећује се претежно правилан прелаз из фазе убрзања у фазу успоравања, за разлику од паретичне стране где долази до осцилација у сигналу, услед слабије контроле стопала. Када је реч о ЕМГ сигнаlima, приказана је по једна медијана ЕМГ анVELOпа са обе ноге, како би се бидео генерирани тренд ЕМГ активности током времена. Може се приметити јасна разлика у интензитету ЕМГ активности на паретичној и непаретичној страни. На непаретичној страни се уочава одређена правилност у облику ЕМГ активности где се издвајају локални максимуми који одговарају тренуцима када је стопало ослоњено на прсте и почиње подизање стопала са подлоге и други тренутак је крај фазе замаха. На слици су приказане и ЕМГ мапе добијене у карактеристичним тренуцима током једног циклуса (тренуци су означени црвеним круговима). На паретичној страни се уочава јасан дефицит активности.

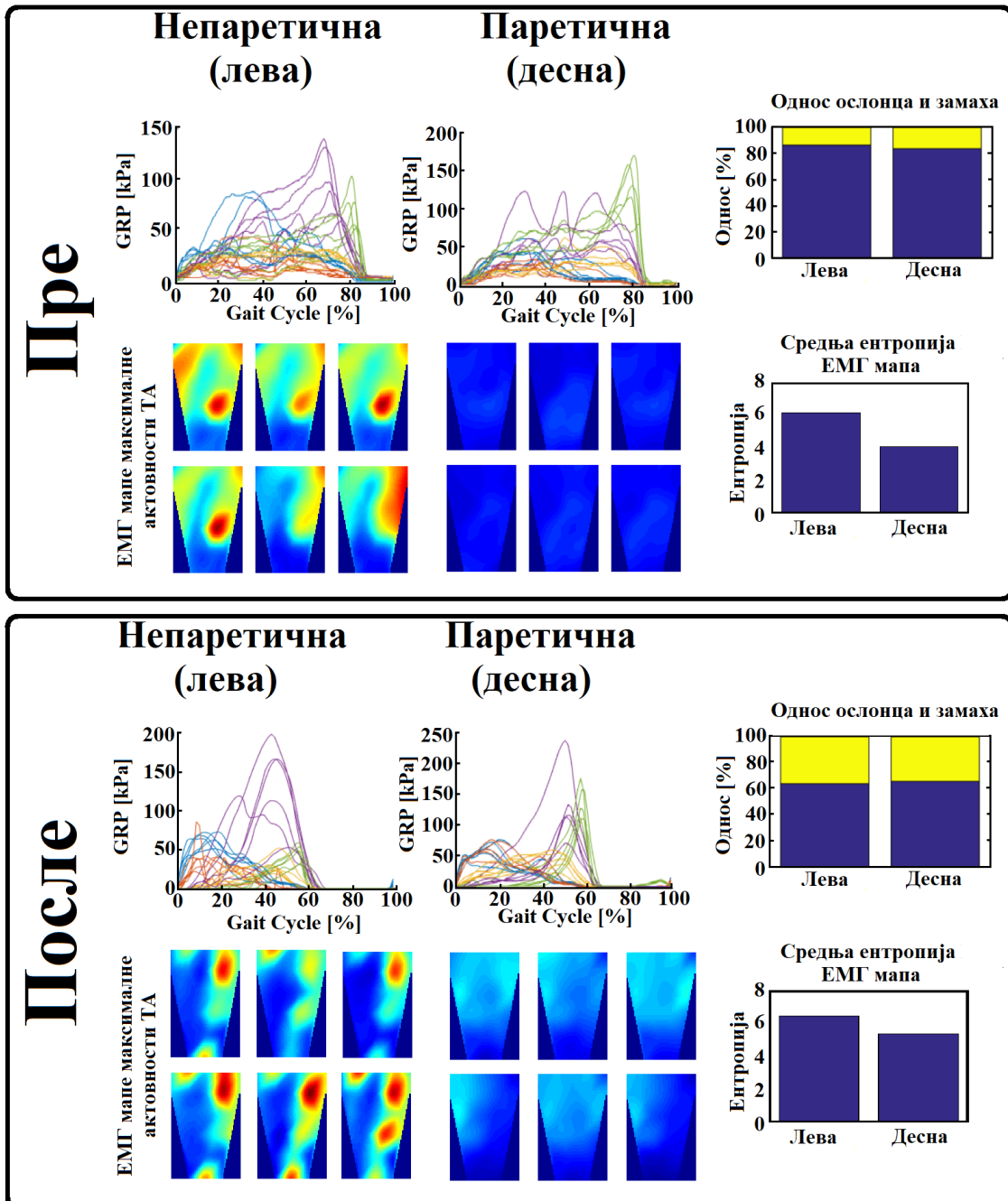
Слика 49 приказује 6 узастопних циклуса непаретичном и паретичном ногом код испитаника 2. Сигнали са сензора притиска су подељени на циклусе (два узастопна контакта петом исте ноге), и инсерти су приказани на истом графику, један преко другог, са нормализованом временском осом. На овако формираним графицима, могуће је уочити одређену поновљивост хода и пре свега, јасно се уочава граница између фазе ослонца и фазе замаха. Може се приметити да је граница између фаза (одвајање прстију са подлоге) пре терапије била на 80% циклуса, а након терапије је на 60% што



Слика 48 Упоредни приказ секвенце од 16 секунди забележених сигнала (притисак на подлогу, угаона брзина стопала у сагиталној равни и медиана ЕМГ сигнала са свих канала) на испитанику 1, на паретичној (горња половина слике) и непаретичној (доња половина слике); Црвеним тачкама су означени карактеристични тренуци за које су приказане ЕМГ мапе.

представља напредак пацијента, јер правилан однос при ходу је 60% фаза ослонца и 40% фаза замаха. Овај однос приказан је и на графику у трећој колони, где се такође може уочити и да је ход палансиран, када се упоређују односи на обе ноге, али је пре терапије фаза ослонца знатно дужа. Поред ових сигнала, могу се видети и ЕМГ мапе добијене из момената када је tibialis anterior m. најактивнији, а то је контакт петом на крају фазе замаха. Примећује се значајана разлика у интензитетима на паретичној и непаретичној страни (на паретичној страни преовлађује тамно плава боја која одговара минималним активностима или потпуном одсуству активности), док се након терапије на истој страни види помак у активацији мишића (појављују се светло плаве регије, које представљају већи интензитет од тамно плавих). Напредак у активацији мишића се види и у сигнаlima из уложака: након терапије прво расту сигнали са пете а тек након неког времена сигнали

са метатарзалног дела стопала, што указује на то да је испитаник активирао tibialis anterior m. успевајући да се неко време задржи само на пети. ЕМГ мапе на непаретичној ноzi имају релативно сличну форму са израженим активним регијама, док остатак мапе приказује смањену активност. Са друге стране, може се уочити да активност на паретичној страни нема јасно концентрисану регију као на мапама са непаретичне стране. Ова појава се може приписати испитаниковим покушајима да компензује недостатак активности tibialis anterior m. околним мишићима, па се она рефлектује на ЕМГ мапе као суперпозиција свих активираних делова који су учествовали у



Слика 49 Приказ анализе 6 узастопних циклуса непаретичне (прва колона) и паретичне (друга колона) ноге, пре (горњи панел) и после терапије (доњи панел); У првом реду су приказани графици са преклопљеним сигнаlima реакције подлоге из 6 циклуса, са нормализованом временском скалом. У другом реду су приказани примери ЕМГ мапа из тренутка када је активност најјача, непосредно по спуштању пете на подлогу. У трећој колони су дати односи просечног трајања фазе ослоња и фазе замаха (горе) и односи ентропија ЕМГ мапа (доле).

компензацији. Такве ЕМГ мапе, са становишта дигиталне слике, представљају слику са пикселима малог опсега боја (хистограм је концентрисан око ужег дела спектра) што резултује мањом ентропијом слике. Однос ових ентропија је приказан на графицима у доњем десном углу панела. Из ових односа такође се може уочити напредак, тј. напредак који се визуелно упчава са ЕМГ мапа, овим је квантификован. Вредности ентропија на непаретичној нози се крећу приближно око вредности 6, док се на паретичној страни уочава помак након терапије, где се вредност ентропије са приближно 4 повећала на вредност приближно 5.

Вредности ентропија треба посматрати као арбитрарне величине и уникатне за сваког испитаника. Колика ће вредност ентропије бити, зависи од варијације боја пиксела на ЕМГ мапи, а боје су директно сразмерне забележеним активностима које варирају од испитаника до испитаника због већег броја фактора, који утичу на ЕМГ сигнале. Један од битних фактора је и величина самог мишића: активност већег мишића ће формирати већу активну регију.

Табела 4 Просечни параметри хода и ентропије ЕМГ мапа за сва 4 пацијента пре и после терапије

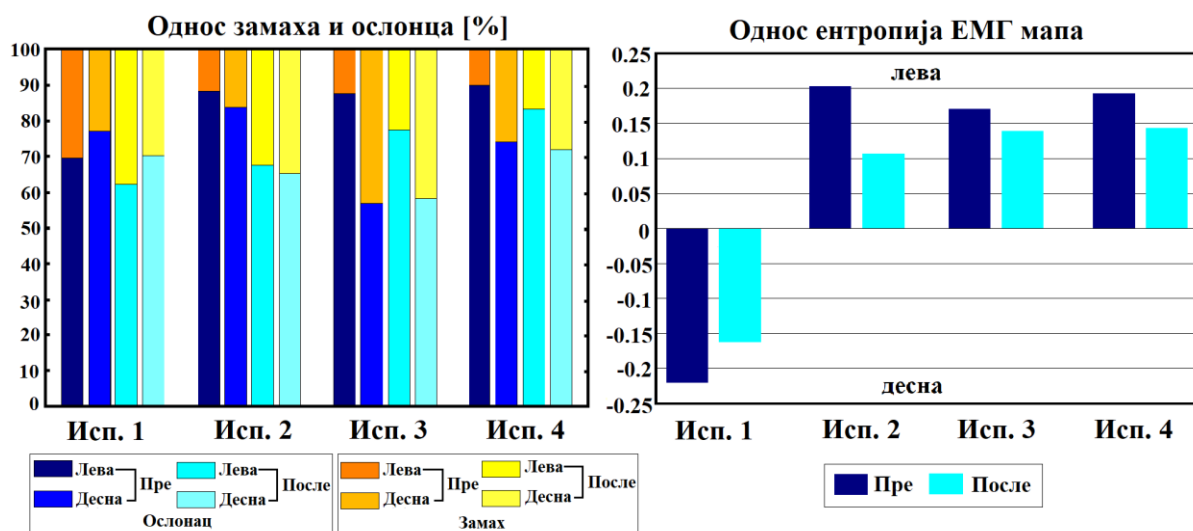
Исп.	Циклус [s]	Корак [s]		Фаза ослонаца [s]		Фаза замаха [s]		Ослонац на обе ноге [s]		Каденца [корак/s]		Ентропија ЕМГ мапа [арб. вр.]			
		Пр.	По.	Пр.	По.	Пр.	По.	Пр.	По.	Пр.	По.	Пр.	По.		
1	Л	1,96	1,70	0,84	0,78	1,35	1,05	0,59	0,64	0,36	0,26	65,39	76,22	3,67	4,42
	Д	1,98	1,70	0,85	0,77	1,51	1,18	0,45	0,50	0,40	0,37			5,75	6,13
2	Л	2,98	1,36	2,11	0,71	2,61	0,89	0,35	0,46	1,57	0,26	39,51	98,90	6,21	6,37
	Д	2,96	1,37	2,08	0,72	2,47	0,85	0,48	0,49	0,47	0,18			4,11	5,13
3	Л	2,89	1,79	2,00	0,63	2,51	1,37	0,36	0,40	0,74	0,41	43,85	69,35	6,06	6,07
	Д	2,82	1,81	1,96	0,65	1,59	1,04	1,21	0,75	0,51	0,32			4,29	4,59
4	Л	2,30	1,86	0,58	0,62	2,05	1,49	0,23	0,30	1,16	0,72	56,27	70,51	5,12	5,43
	Д	2,29	1,80	0,56	0,62	1,68	1,28	0,59	0,50	0,36	0,31			3,46	4,07

У табели VI дати су сви параметри хода и ентропије ЕМГ мапа, добијени за сва четири испитаника. Код свих временски зависних параметара се уочава да су сви интервали након терапије знатно краћи, јер се се пацијенти кратали приметно брже након терапије, што се може јасно видети из каденце. Трајање циклуса и трајање корака су приближно симетрични на обе ноге код свих испитаника и пре и после терапије, али је након терапије дужина трајања ових параметара знатно краћа, што је у скалуд са повећаном каденцом. Иако су циклуси једнаки на обе ноге, однос фазе ослонаца и фазе замаха унутар тих циклуса се битно разликује. Пацијенти са хемиплегијом имају тенденцију да се дуже задржавају на непаретичној нози, што резултује продуженом фазом ослонаца на непаретичној нози и скраћеном фазом замаха, што се јасно види у табели. Када је реч о ослонцу на обе ноге истовремено, може се приметити да су се испитаници дуже задржавали ослоњени на обе ноге пре терапије него након терапије. Ако трајање ослонаца на обе ноге посматра апсолутно, изражено у секундама, јасно је да је поменута фаза краћа након терапије услед бржег хода пацијента. Међутим, ако се израчуна однос ослонаца на обе ноге и циклуса, може се приметити да се испитаници краће задржавају на обе ноге и релативно у односу на трајање циклуса. Нпр. драстична промена се види код испитаника 2, где је однос ослонаца на обе ноге и циклуса хода пре

терапије приближно 0,5 а након терапије 0,19. Ова промена се осликава и у дужини фаза ослонца и замаха.

Ако се погледају процентуални односи дужина трајања фаза ослонца и замаха у оквиру једног циклуса (Слика 50 леви панел), могу се уочити значајни помаци у правилности хода након терапије код свих испитаника. Однос фазе замаха и фазе ослонца се приближио граници 60% фаза ослонца 40% фаза замаха, што је усвојено као стандардни однос здравог хода. Такође се примећује и повратк баланса хода, тј. да однос ових фаза буде приближно исти на обе ноге. Највећи напредак се види код испитаника 2, где је однос ослонца и замаха на обе ноге приближно 60:40.

У табели VI приказане су и ентропије ЕМГ мапа из тренутака максималне активности tibialis anterior m., тј. из транутка контакта пете са подлогом на преласку из фазе замаха у фазу ослонца. Уочавају се јасне разлике у вредностима ентропија на паретичној и непаретичној ноzi, као и промена након терапије, пре свега на паретичној ноzi. Као што је већ поменуто, активност на ЕМГ мапама, па самим тим и њихова ентропија, зависи од већег броја фактора, и од саме позиције електроде, тако да промене на непаретичној ноzi пре и после терапије су добрим делом последица непоновљивости позиционирања електроде, импедансе коже у тренутку мерења, али и измењеном начину активације мишића услед побољшања на паретичној ноzi. Као што нема пуно смисла поредити дужине трајања фазе ослонца пре и после терапије, изражено у секундама, већ се посматра релативно у односу на друге параметре, тако и ентропије ЕМГ мапа (као и генерално ЕМГ сигнале) треба посматрати релативно, поредећи међусобни однос ентропија на паретичној и непаретичној ноzi. Слика 50 (десни панел) приказује однос ентропија на ЕМГ мапама на паретичној и непаретичној ноzi. Нумеричке вредности односа се крећу у опсегу од -1 (активност само на десној ноzi) до 1 (активност само на левој ноzi), где 0 представља потпуно избалансирану активност на обе ноге. Примећује се напредак код свих пацијената. И као што временски параметри хода указују на највећи напредак код испитаника 2, тако се и у приказаним односима ЕМГ мапа уочава највећи напредај код истог испитаника.



Слика 50 Односи трајања фазе замаха и фазе ослонца код сва четири испитаника, пре и после терапије (лево) и однос ентропија ЕМГ мапа са паретичне и здраве ноге пре и после терапије, за сва четири испитаника (десно)

5.3. Закључак

Предложени метод, који комбинује употребу сензора притиска и инерцијалних јединица, за праћење механике хода, са матричним електродама и преносивим појачавачима, који бележе активности мишића током хода, дају могућност праћења стања пацијента.

Формирани сет параметара, који укључује и параметре хода, добијене на основу кинематичких и динамичких величина, и просторно-временске слике активности мишића током хода (и као визуелна процена и квантификоване), дају могућност процене стања пацијента пре и после терапије. Овим је одговорено на питање које потврђује постављену хипотезу.

5.3.1. Предлог за будућа истраживања

У будућим истраживањима је потребно верификовати метод на већем узорку испитаника и статистички проценити оцене успешности терапије, поредећи са другим методима.

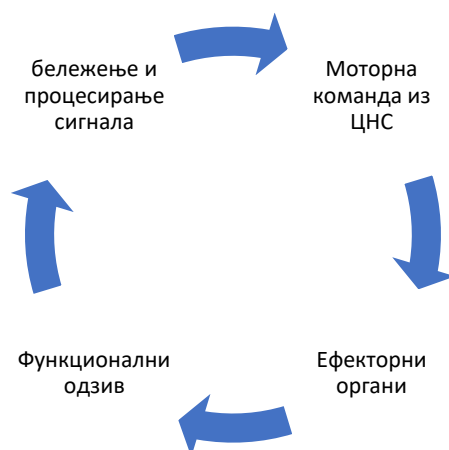
За детаљнију анализу активност *tibialis anterior m.* потребно је у модел укључити анализу кретања стопала у простору и упоредити ка са ЕМГ активностима. Такође, потребно је испитати нове дескрипторе ЕМГ мапа и испитати и квантификоват и временске промене мишићне активности током циклуса.

За детаљнију процену успешности терапије, потребно је проширити модел, снимањем мишићних активности и других релевантних мишића и анализа њихове сенергије током хода.

6. Примена препознавања регија на ЕМГ мапама за „biofeedback“

„Biofeedback“ је терапијска техника у којој пацијент учи да контролише телесне функције, на основу повратне информације о телесним активностима, коју добија из сензорних система постављених на тело. Повратну спрегу могу да чине различите врсте физиолошких сигнала, као што су ЕЕГ, ЕКГ, ЕМГ, крвни притисак итд.

Основни концепт сваког „Biofeedback“ система је да пацијент има одређени задатак који за циљ има да поправи одређену телесну функцију код пацијента. Помоћу сензорних система, релевантни физиолошки системи се бележе и приказују пацијенту, успостављајући затворену спрегу. Ова повратна спrega даје могућност пацијенту да постане свестан телесних функција и успостави контролу над њима, иако се оне у већој или мањој мери одвијају невољно (пулс, крвни притисак, режим можданих таласа, мишићна тензија итд.). Успостављање повратне стреге са скелетним мишићима путем ЕМГ сигнала налази примену у физикалној терапији, нпр. у рехабилитацији након можданог удара [98], смањењу тензије [99], третмана бола у леђима [100] итд.



Слика 51 Графички приказ основног концепта „biofeedback“ система

Истраживање, које је описано у овом поглављу, се односи на примену модификованог алгоритма за препознавање покрета, описаног у 3.2.6, као асистенције при вежбању. Иако је теоретски могуће применити овакав систем за препознавање покрета на било ком адекватном делу тела, где се налазе актуатори, који учествују у синергији покрета, ради једноставности и боље илустрације одабрано је снимање на надлактици на месту на ком се налазе *biceps brachii m.* и *brachialis m.* у току флексије подлактице и враћања у опуштени положај. Оба мишића учествују у флексији подлактице, али однос њиховог удела варира од ротације шаке по уздужној оси, тј. да ли је рука у супинацији, пронацији или неком међу-стадијуму. Поред њиховог односа, такође се разликује и интензитет активације кратке (спољашње) главе (*caput breve*) и друге (унутрашње) главе (*caput longum*) бицепса. Унутрашња глава бицепса се у току флексије подлактице више активира када је подлактица у супинацији него када је у пронацији, па се очекује да ће се и оваква слика видети и на ЕМГ мапама.

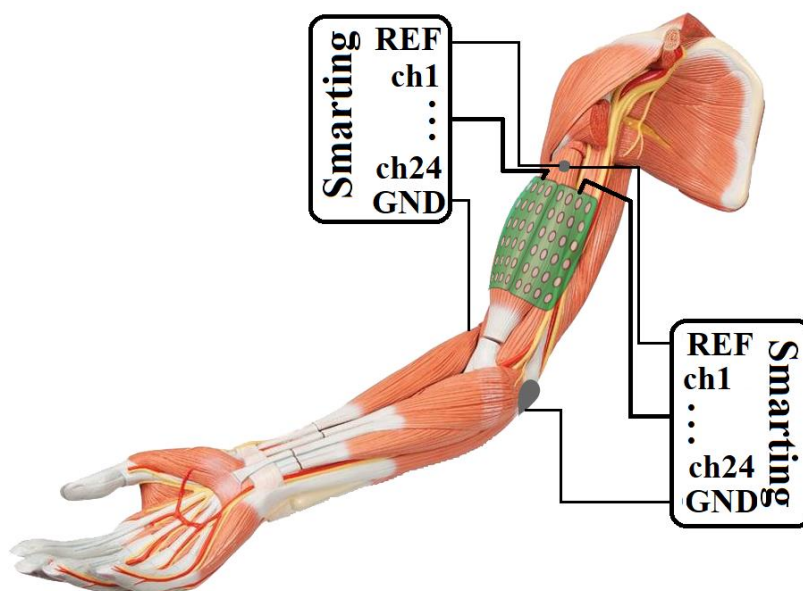
Циљ овог истраживања је да се испита могућност примене постојећег алгоритма, уз одређене корекције, за квантификацију ЕМГ мапа добијених при правилно и неправилно изведеним покретима, где би крајњи циљ био повратни сигнал кориснику о правилности изведеног покрета. У конкретном случају биће показана могућност праћења правилности покрета током вежбања бицепса прегибом подлактице са потхватом (супинација) и надхватом (пронација), као и детекције одступања од правилности. Приказани резултати ће након додатних испитивања на већем броју испитаника бити објављени у неком будућем раду.

6.1. Метод

6.1.1. Аквизиција сигнала

6.1.1.1. Инструментација

За снимање просторне расподеле електричне активности на надлактици, коришћене су све, блиско постављене матрице (две матрице 6x4) Tecnia Serbia, повезане на два Smarting® система умрежена и синхромизована помоћу одговарајућег софтвера (поглавље 2). Матрице су постављане паралелно једна поред друге, заједно чинећи матрицу 6x8, са дужом осом оријентисаном дуж надлактице, тако да се центар тако формиране велике матрице налази на средини предње стране надлактице, прекривајући највећи део регије у којој се налази *biceps brachii m.* (Слика 52).



Слика 52 Шематски приказ експерименталне поставке за снимање мултиканалног, монополарног ЕМГ-а са надлактице

Једна заједничка референтна електрода је била постављена 25mm од ивице матрице, трансферзално, дуж осе матрице. Заједничка „ground“ електрода је била постављена на лакат, на место без мишићне активности.

6.1.1.2. Испитаници

У истраживању су учествовала три здрава испитаника, без претходно детектованих сензорно-моторних дефицита. Испитаници су упознати са протоколом и потписали су сагласност о добровољном учешћу у истраживању. Релевантни демографски подаци су дати у табели VII.

Табела 5 Подаци о испитаницима у студији анализе ЕМГ сигнала са надлактице

Исп.	Год.	Пол	Висина [cm]	Маса [kg]	Дужина надлактице [cm]	Обим надлактице [cm]
1	30	М	188	87	34	34
2	28	Ж	176	65	30	23
3	24	М	190	82	35	34

6.1.1.3. Протокол

Први задатак за испитаника је био да подигне тег тежак 7,5Kg, стојећи у усправном положају, са стабилним лактом уз тело, када је шака у супинацији (прегиб бићицом са подхватом), трудећи се да што правилније изведе покрет од почетка до краја вежбе (од потпуне екстензије подлактице од максималне флексије и назад). Од испитаника је тражено да покрет изводи равномерним темпом, без наглих покрета. Пошто је акценат на правилној путањи покрета, а не на правилном тајмингу, испитанику је остављена слобода да према субјективном осећају одреди темпо рада. Било које временско ограничење и команде везане за темпо ометале би правилао извођење покрета. Покрет је поновљен десет пута у једној серији.

Други задатак је подразумевао исту процедуру са једном разликом што је шака била у пронацији (прегиб бућицом са надхватом).

Након снимљених правилних покрета снимљено је пет неправилно изведених покрета. Испитаник је требало да, такође, пређе путању од екстензије до флексије и назад, али овај пут неконтролисаним покретима. Испитаник је имао слободу да на било који начин ремети правилност покрета: варијација у домену супинација/пронација, померање надлактице из фиксне позиције (флексија/екстензија абдикиција/аддукција), промена у темпу и у смеру флексије и екстензије подлактице.

6.1.2. Препроцесирање ЕМГ сигнала и формирање ЕМГ мапа

Препроцесирање сигнала, које укључије филтрацију и формирање анвелоба вршено је по истим принципима и са истим параметрима као што је описано у одељку 3.2.2. Принцип добијања ЕМГ мапа је исти као у одељку 3.2.3, уз две разлике у односу на претходни алгоритам:

- 1) иницијална матрица која се интерполира садржи 48 елемената (6x8) па сама ЕМГ мапа након интерполације има димензије 161x225;
- 2) за постизање стабилније слике и саме повратне информације коју би корисник добијао ЕМГ мапе су формиране на основу 100 семплова сваког канала усредњених медијаном (програм учита по 100 одбирака сваког канала и медијана сваког канала се уписује у иницијалну матрицу за интерполацију).

6.1.3. Екстракција дескриптора објеката на ЕМГ мапама за праћење покрета

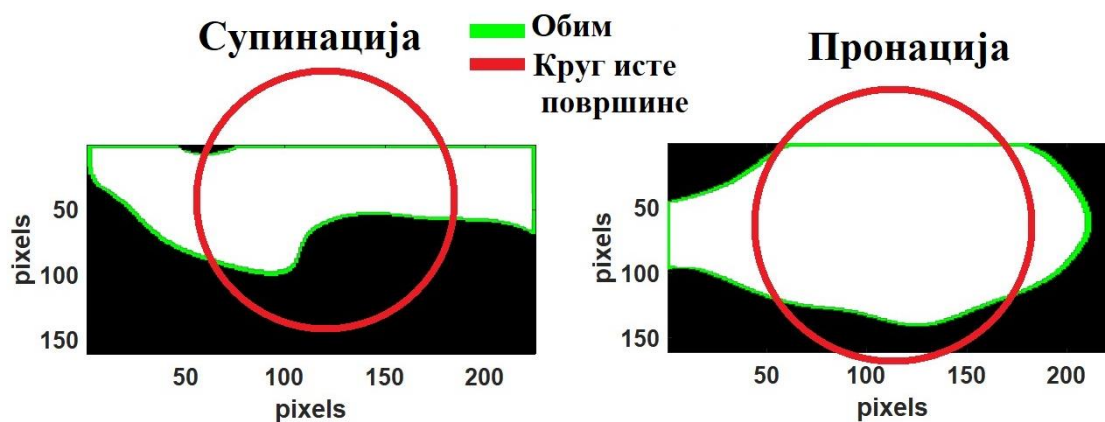
Као и у алгоритму за препознавање регија на подлактици, описаном у 3.2.6, регије од интереса су детектоване помоћу „h-dome“ трансформације. Пошто се ради о мишићима великих димензија у односу на матрицу, праћена је једна доминантна регија на мапи која представља суперпозицију активности свих мишића из те регије.

Као основни параметри, који карактеришу мапу, изабрани су координате центра објекта, за разлику од претходног алгоритма где је праћена позиција локалних максимума. Ако би се пратила позиција максималног интензитета онда би се у сваком случају максимум налазио увек изнад центра спољашње главе бицепса, која је најближа кожи, па је и интензитет у сваком тренутку највиши у тој регији. Праћењем центра објекта се оставља могућност да се детектује промена облика самог објекта настала услед појачане активности дуге главе или брахијалиса. С обзиром да се сарподела електричне активности на површини коже мења асиметрично укључивањем других извора, очекује се да ће се и облици регије мењати, а самим тим и положај центра објекта, док максимални интензитет би у највећем броју случајева и даље остао изнад спољашње главе бицепса.

Пошто долази до промене облика регије у зависности од односа регрутације појединачних глава бицепса и брахијалиса, као додатни дескриптор је уведена циркуларност објекта. Циркуларност објекта је мера сличности објекта са кругом исте површине. Циркуларност се израчунава на основу израза:

$$C = \frac{2 * \sqrt{P}}{O}$$

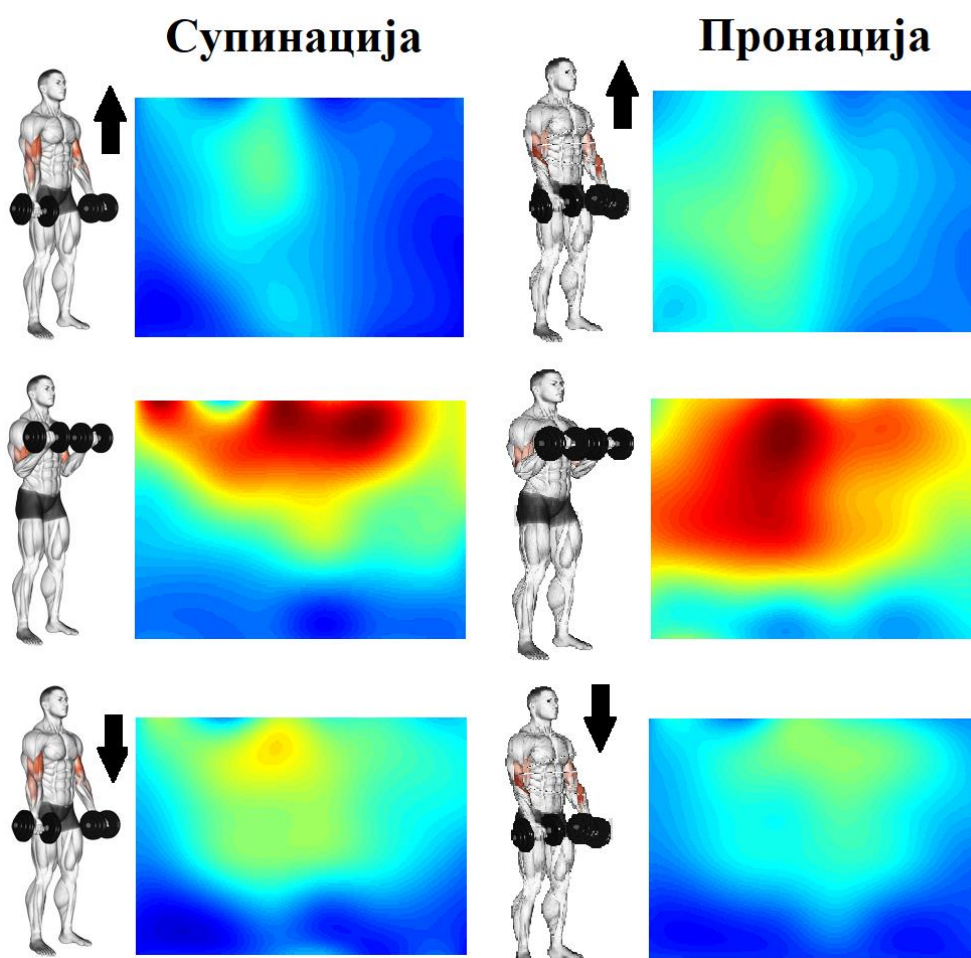
где је P површина објекта, а O обим објекта. Циркуларност представља однос обима круга исте површине и обима самог објекта и изражава се у опсегу од 0 (потпуно одступање од круга – равна линија, тачка, $P = 0$) до 1 (правилан круг). Слика 53 илуструје одређивање циркуларности и разлике у облицима објеката у зависности од врсте покрета.



Слика 53 Пример добијања циркуларности објеката на ЕМГ мапама. Циркуларност представља меру сличности објекта са кругом идентичне површине као тај објекат. Израчунава се као однос обима тог круга (црвено) и обима објекта (зелена). Вредност циркуларности се креће од 0 (потпуно одступање од круга – равна линија) до 1 (правилан круг).

6.2. Дискусија добијених резултата

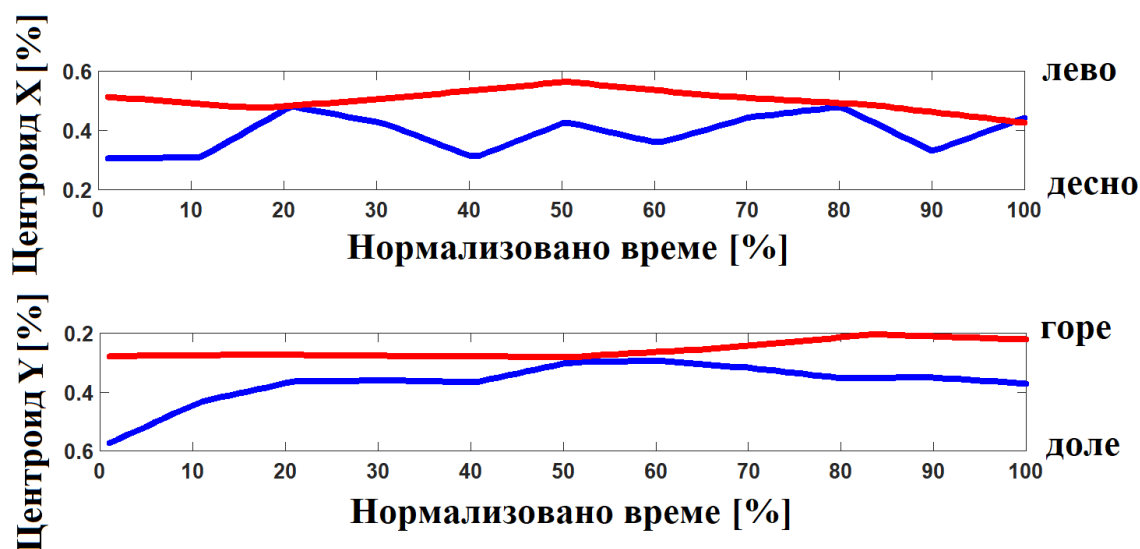
Слика 54 приказује карактеристичне ЕМГ мапе, које се добијају на основу ЕМГ сигнала са предње стране надлактице. На левој страни су приказане мапе активности током супинације а са десне стране су ЕМГ мапе активности током пронације. У одговарајућим редовима су приказане мапе из почетне фазе (горњи ред), максималне активности (средњи ред) и опуштене исправљене руке, непосредно пред опуштање (доњи ред). На приказаним мапама се јасно уочава разлика у облицима регије високог интензитета.



Слика 54 Употреба ЕМГ мапа за ЕМГ Feedback током вежбања бицепса. У три колоне су приказане ЕМГ мапе током флексије подлактице када је шака у супинацији (лева колона) и у пронацији (десна колона). Приказане су по три карактеристичне мапе за сваки од покрета у иницијалној фази (први ред), у фази максималне флексије (други ред) и на крају екстензије, непосредно пре релаксације (трећи ред). Могу се приметити различити облици активације за различите положаје подлактице као и померање активних регија услед контракције мишића.

Пошто унутрашња глава бицепса учествује у супинацији подлактице, очекује се израженија активност на тој страни мапе, него при покрету где је подлактица у пронацији. Ова активност се јасно уочава у горњем десном углу средње ЕМГ мапе из леве колоне, где се види да активности изнад унутрашње и спољашње главе бицепса имају приближно исти интензитет (два локална максимума тамно црвене боје који се налазе један поред другог у горњем централном делу мапе). Поред тога може се

приметити да је цела регија током супинације концентрисана у горњем, проксималном делу мапе. Током супинације, пошто је бицепс већ једним делом у контракцији, централни део мишића, који је и најјачи извор ЕМГ сигнала, се повлачи проксимално, па се и регија најјачег интензитета помера ка горњем делу.



Слика 55 Кретање центра регије у времену, по X-оси (горњи панел) и Y-оси (доњи панел). Црвеном бојом су приказане промене центроида током супинације, плавом бојом током пронације. Време приказано на графицима је нормализовано и изражено је у процентима где је 0% почетак флексије а 100% враћање у почетни положај. Може се уочити разлика у положају центра активности за различиту позицију шаке, као и померање центра по Y-оси, узроковано померањем мишића ка проксималном делу.

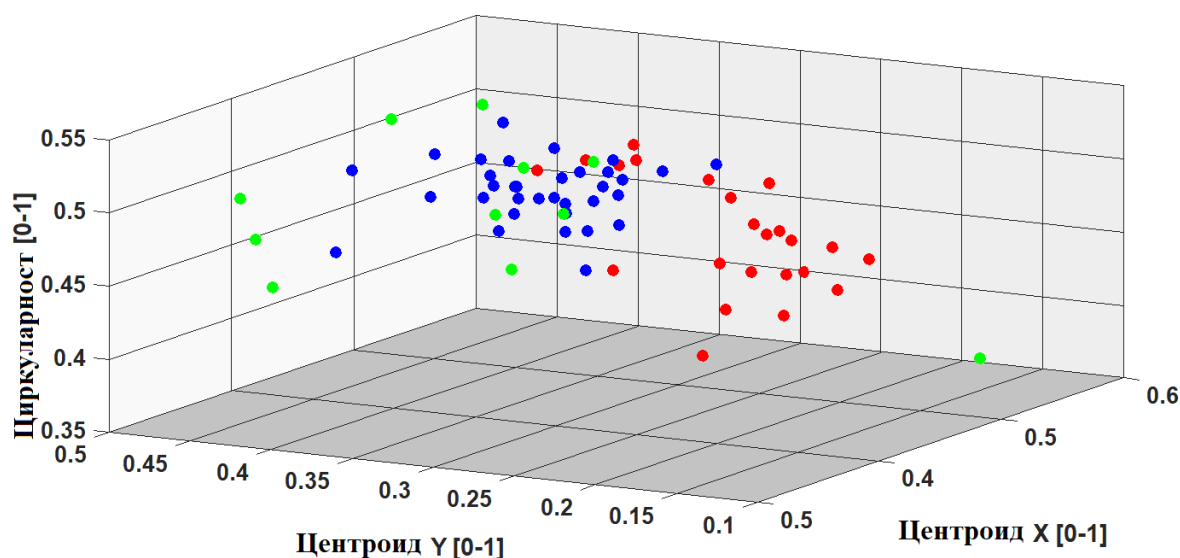
Са друге стране, током покрета при пронацији подлактице, унутрашња страна бицепса је слабије ангажована, што резултује тиме да се регија високог интензитета простире више на левој страни мапе. Такође се примећује да је регија орјентисана више вертикално јер бицепс у току пронације има мање скраћење па се већи део регије високог интензитета је покривен матрицом.

Слика 55 приказује разлике у положају регија током једне и друге врсте покрета, где се јасно уочавају промене координата центра регије по X (горе) и Y осе (доле). Приказане промене координата су приказане на нормализованој временској осе, како би се почетак и крај различитих покрета довели у исту тачку, а и вредности координата су такође нормализоване у односу на ширину и висину ЕМГ мапе. Црвеном линијом је приказана трајекторија кретања центра регије при супинацији а плавом при пронацији подлактице. На горњем панелу се уочава јасна разлика у положају центра објекта по X координати: током супинације додатно је активирана унутрашња глава бицепса, па се и центар активне регије помера ка унутрашњем делу надлактице (у случају десне руке то је лева страна ЕМГ мапе). Такође, се примећује померање центра објекта по Y осе током покрета, услед контракције мишића, јер је центар регије корелисан са померањима центра мишића. Треба приметити да трајекторија центра регије током супинације има мање варијација у односу на пронацију. Веће варијације трајекторије током покрета када је шака у пронацији него када је у супинацији су очекиване, јер флексија *biceps brachii* m када је шака у супинацији представља природнији и знатно чешће коришћени покрет него када је шака у пронацији. Степен ових варијација зависи од увежбаности покрета, што даје основ за формирање сета параметара који ће се користити као повратна спрега у тренажном систему.

Слика 56 приказује груписање тачака у 3D координатном систему, где свака тачка репрезентује по једну ЕМГ мапу. Координате тачака су:

$$(x_i, y_i, C_i);$$

где су x_i и y_i нормализоване координате центра регије на i -тој ЕМГ мапи, а C_i његова циркуларност. Црвене и плаве тачке су добијене на основу ЕМГ мапа добијених када је шака била у супинацији и пронацији, респективно. Могу се уочити јасна груписања ових тачака, у зависности од врсте покрета, тј. од међусобног односа активности мишића синергиста током различитих покрета. Дакле, у приказаном координатном систему могу се успоставити границе области које представљају правилно изведен покрет, тј. ангажоване мишиће синергисте у правилном односу. Свака тачка која се појави ван задатих граница се сматра неправилно изведеним покретом. Зелене тачке су добијене на основу ЕМГ мапа током неконтролисаног покрета. Може се приметити да одређене зелене тачке падају у кластер пронација, док су остале тачке расејане ван граница дефинисаних кластера.



Слика 56 Груписање дескриптора ЕМГ мапа добијених током правилно изведене флексије при супинацији (црвено) и пронацији (плаво). координате сваке тачке су X и Y координате центроида, док је на Z -оси приказана Циркуларност регије (сличност са кругом исте површине). Зеленом бојом су приказане дескрипторске тачке добијене при неправилном и неконтролисаном покрету, које видно одступају од места груписања правилно изведених покрета.

6.3. Закључак

На основу наведених резулта може се закључити да дескриптори позиције и облика регија на ЕМГ мапама орелишу са мишићним синергијама које су одговорне за одређени покрет и да је на основу њих могуће пратити правилност покрета на основу активности актуатора тог покрета.

Могућност формирања сета параметара на основу којих је могуће препознати и проценити одређени покрет, за формирање повратне спреге, додатно потврђују део хипотезе који се односи на система за ресторацију сензорно-моторних функција

7. Закључак тезе

У овој тези је представљено је истраживање и развој методологије за примену мултиканалне електромиографије у рехабилитацији. У уводном разматрању представљени су основни аспекти електромиографије, истраживања у домену примене ЕМГ сигнала у рехабилитацији, као и неких практичних остварења и отворених питања за даља истраживања. Посебан осврт је направљен на предности мултиканалног ЕМГ-а у монополарној конфигурацији и анализе просторне расподеле електричне активности.

На основу идентификације отворених питања у овој области и отварањем нових могућности развојем технологије за мултиканално снимање ЕМГ сигнала, дефинисан је и правац истраживања формулисан у облику следеће хипотезе хипотезе:

„Користећи сигнале добијене применом вишеканалног уређаја за снимање електрофизиолошких сигнала, применом матричне електроде и синхроних кинематичких и динамичких величина, које карактеришу покрет, можемо генерисати темпорално-просторне моделе који могу да унапреде:

- 1) процену стања испитаника у току рехабилитације,*
- 2) управљање системима за ресторацију сензорно-моторних функција.“*

Формулисана су три питања која су основ доказа хипотезе.

Да ли је могуће формирати просторно-временске слике покрета које ће да омогуће формирање контролера за управљање покретима хватања после трансрадијалне ампутације (протеза шаке) и повреде кичмене мождине или мозга (електрична стимулација)?

Први корак у истраживању је била валидација коришћене инструментације, која је описана у 2. поглављу. Показано је да коришћени „wearable“ појачавачи у комбинацији са матричним електродама дају довољно квалитетне снимке ЕМГ сигнала за формирање ЕМГ анvelopа на основу којих ће се касније вршити анализа. Наведени су и радови у којима су валидирани и остали кинематички и динамички сензори, који су коришћени синхроно са снимањем ЕМГ сигнала, за квантификацију покрета, насталог радом синергиста чија се активност бележи.

У поглављу 3. дат је одговор на ово питање у виду 3 студије. У првом делу овог поглавља приказана је могућност праћења мишићних синергија на основу већег броја сигнала снимљених помоћу матричних електрода. Применом РСА метода на ЕМГ сигнале са воларне и дорзалне стране подлактице, показано је присуство синергија, које резултује високом корелацијом између компоненти. Ова корелација указује на могућност формирања контролера за роботске рехабилитационе манипулаторе, довођењем редукованог броја улазних сигнала на улазе неуралне мреже или других облика класификатора, који функционишу по „black box“ систему. Друга студија описна у овом поглављу такође анализира мишићне синергије, али се базира на формирању просторно-

временских слика електричне активности синергиста из регије прекривене матрицом. Резултати овог рада показују јасну корелацију између регија на ЕМГ мапама и мишића који учествују у синергији покрета. Такође је приказана и промена односа интензитета ових регија у времену, које корелишу са променама удела мишића у синергији. На основу ових резултата, у терћем делу, дефинисан је метод за екстракцију дескриптора регија на ЕМГ мапама (њихов положај и интензитет), на основу којих је могуће вршити класификацију. Показано је како се на основу ових дескриптора могу квантификовати мишићне синергије током различитих покрета и како изгледају њихове варијације у времену. Високи резултати класификације SVM методом (тачност већа од 95%), указују на могућност примене овакве анализе за препознавање индивидуалних покрета прстима. Висока тачност препознавања флексије палца на основу ЕМГ мапа добијених на воларној страни подлактице, на којој се не налази флексор палца, показује да је могуће препознавати покрете и на основу активности синергиста, што представља важан закључак када је реч о формирању контролних сигнала за протезу шаке.

У поглављу 6 приказана је варијација наведеног алгоритма за препознавање покрета, за потребе добијања „biofeedback“ система. На примеру флексије мишића *biceps barahii*, када је шака у супинацији и пронацији, приказана је могућност детекције активације унутрашње и спољње главе бицепса. Показано је да дескриптори ЕМГ мапа дају информацију о глобалном односу ове две главе мишића, описујући правилност покрета на тај начин. Током неправилно изведених покрета, дескриптори мапа се не налазе у очекиваним регијама и на тај начин указују на неправилност.

Из наведених резултата може се закључити да је могуће формирати просторно-временске слике (ЕМГ мапе) мишићних синергија и квантификовати их на одговарајући начин, обезбеђујући сет контролних сигнала за протезе шаке или роботске манипулаторе за рехабилитацију пацијената.

Да ли је могуће формирати просторно-временску слику синергије активности мишића са циљем унапређења селективности мишићне стимулације при примени матричних електрода?

У 4. поглављу описан је метод анализе ЕМГ мапа у одабирању позиције стимулационих електрода за ФЕС и процене односа интензитета стимулационих импулса на различитим каналима. Снимањем ЕМГ сигнала на воларној и дорзалној страни паретичне и непаретичне подлактице, код хемиплегичних пацијената након можданог удара, формиран је сет ЕМГ мапа, које дају просторно-временску слику о мишићним синергијама током хватања и отварања шаке. Поређењем мапа са паретичне и непаретичне стране уочена је симетрија облика активних регија на левој и десној подлактици, али и приметне разлике у интензитетима ових регија, као и недостајући делови на паретичној страни. Симетричним копирањем позиција ликалних максимума са непаретичне мапе могуће је одредити позиције стимулационих поља на матричној електроди. Такође, на основу временске промене интензитета регија на ЕМГ мапама могуће је формирати стимулационе профиле. Разлике у опсегу и правилности покрета паретичном руком уз асистенцију стимулацијом, показују да је оваквим системом могуће поспешити селективно ФЕС и омогућити правилнији покрет.

Да ли је могуће формирати сет параметара за квантификацију стања моторике пацијента пре, у току и на крају терапије применом мултиканалног ЕМГ-а са синхроним кинематичким и динамичким величинама?

У оквиру 5. поглавља дат је одговор на ово научно питање. Приказан је метод за добијање параметара за процену стања пацијента пре и после терапије. Предложени метод комбинује употребу сензора притиска и инерцијалних јединица, за праћење механике хода, са матричним електродама и преносивим појачавачима, који бележе активности мишића током хода. На основу сигнала из сензора притиска формиран је сет параметара хода, који дају темпоралне карактеристике хода и јасно показују симетрију хода пацијента. Угаоне брзине из трансферзалне равни такође показују симетрију хода, али дају информацију о кретању стопала и у фази замаха. Показано је да ЕМГ мапе, добијене на мишићу *tibialis anterior*, указују на јасне разлике између паретичне и непаретичне ноге и да се разлике након успешне терапије смањују. Дат је и предлог параметризације ЕМГ мапа помоћу ентропије дигиталне слике, где је показано да су вредности ентропије на мапи са паретичне стране знатно ниже него на непаретичној страни. Након терапије вредност ентропије ЕМГ мапе са паретичне стране се приближава вредности ентропије ЕМГ мапе са непаретичне стране. Дакле, комбинацијом параметара који квантитативно и квалитативно оцењују ход пацијента, на основу механичких величина, и параметра који оцењује мишићну активност базирану на мултиканалном ЕМГ-у, могуће је направити процену стања пацијента пре и после терапије и на тај начин оценити опоравак пацијента и успешност терапије.

Референце:

- [1] I. Topalović, M. Janković and D. B. Popović, "Validation of the acquisition system Smarting for EMG recordings with electrode array," in *Proceedings of 2nd Ic ETRAN*, Srebrno Jezero, 2015.
- [2] A. Aleksić, I. Topalović and D. B. Popović, "Muscular Synergies During the Grasping Estimated from Surface EMG Recordings," in *Proceedings of 3rd IcETEAN*, Zlatibor, Serbia, 2016.
- [3] I. Topalović and D. B. Popović, "EMG Maps for Estimation of Muscle Activities During the Grasping," in *Proceedings of 3rd IcETRAN*, Zlatibor, Serbia, 2016.
- [4] I. Topalović, S. Graovac and D. B. Popović, "EMG map image processing for recognition of fingers movement," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 49, p. 102364, 2019.
- [5] L. Popović Maneski, I. Topalović, N. Jovičić, S. Dedijer, L. Konstantinović and D. B. Popović, "Stimulation map for control of functional grasp based on multi-channel EMG recordings," *Medical engineering & physics*, vol. 38, no. 11, pp. 1251-1259, 2016.
- [6] L. Popović-Maneski and I. Topalović, "EMG Map for Designing the Electrode Shape for Functional Electrical Therapy of Upper Extremities," in *Masia, L., Micera, S., Akay, M., Pons, J.L. (Eds.), Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation III, Biosystems & Biorobotics*, Pisa, Italy, Springer International Publishing, 2019, pp. 1003-1007.
- [7] R. Merletti and P. A. Parker, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Non-Invasive Applications*, Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, 2004.
- [8] D. B. Popović, M. B. Popović and M. Janković, *Biomedicinska merenja i instrumentacija*, Beograd: Akademski misao, 2010, pp. 1-254.
- [9] L. H. Smith and L. J. Hargrove, "Comparison of surface and intramuscular EMG pattern recognition for simultaneous wrist/hand motion classification," in *35th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society (EMBC)*, Osaka, Japan, 2013.
- [10] A. R. Chapman, B. Vicenzino, P. Blanch, J. J. Knox and P. W. Hodges, "Intramuscular fine-wire electromyography during cycling: repeatability, normalisation and a comparison to surface electromyography," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 20, no. 1, pp. 108-117, 2010.
- [11] J. V. Basmajian and C. J. De Luca, *Muscles Alive*, 5th ed., Baltimore: Williams and Wilkins, 1985.
- [12] C. J. De Luca, A. Adam, R. Woltz, D. L. Gilmore and H. S. Nawab, "Decomposition of surface EMG signals," *Journal of neurophysiology*, vol. 96, no. 3, pp. 1646-1657, 2006.
- [13] P. Konrad, "The abc of emg." A practical introduction to kinesiological electromyography, Scottsdale, Arizona, USA: Noraxon U.S.A. Inc., 2005.
- [14] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Textbook of medical physiology*, Philadelphia: Saunders, 1986.
- [15] D. Shier, J. Butler and R. Lewis, *Hole's Human Anatomy & Physiology* 12th edition, McGraw Hill, 2010.
- [16] E. J. Kupa, S. H. Roy, S. C. Kandarian and C. J. De Luca, "Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity," *Journal of applied physiology*, vol. 79, no. 1, pp. 23-32, 1995.
- [17] K. M. Calder, L.-A. Hall, S. M. Lester, G. J. Inglis and D. A. Gabriel, "Reliability of the biceps brachii M-wave," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 2, no. 1, p. 33, 2005.

- [18] J. F. Davis, *Manual of Surface Electromyography*, vol. 59, US Air Force: Aerospace Medical Laboratory, Wright Air Development Center, Air Research and Development Command, 1959, pp. 1-120.
- [19] M. A. Esrick and D. A. McRea, "The effect of hyperthermia-induced tissue conductivity changes on electrical impedance temperature mapping," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 39, no. 1, p. 133, 1994.
- [20] A. Piccoli and Italian CAPD-BIA Study Group, "Bioelectric impedance vector distribution in peritoneal dialysis patients with different hydration status," *Kidney international*, vol. 65, no. 3, pp. 1050-1063, 2004.
- [21] T. Yamamoto and Y. Yamamoto, "Analysis for the change of skin impedance," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 15, no. 3, pp. 219-227, 1977.
- [22] T. O. Moritani, M. A. Muro and A. K. Nagata, "Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue," *Journal of Applied Physiology*, vol. 60, no. 4, pp. 1179-1185, 1986.
- [23] D. G. Allen, G. D. Lamb and H. Westerblad, "Skeletal muscle fatigue: cellular mechanisms," *Physiological reviews*, vol. 88, no. 1, pp. 287-332, 2008.
- [24] L. W. Organ, "Electrical impedance method and apparatus for detecting and diagnosing diseases". Washington, DC Patent 6,122,544, 19 September 2000.
- [25] G. L. Warner, C. P. Ingalls, S. J. Shah and R. B. Armstrong, "Uncoupling of in vivo torque production from EMG in mouse muscles injured by eccentric contractions," *The Journal of physiology*, vol. 515, no. 2, pp. 609-619, 1999.
- [26] M. Benedetti, "Muscle activation intervals and EMG envelope in clinical gait analysis," *IEEE Eng Med Biol Mag*, vol. 20, no. 6, pp. 33-34, 2001.
- [27] G. J. Lehman, B. MacMillan, I. MacIntyre, M. Chivers and M. Flutter, "Shoulder muscle EMG activity during push up variations on and off a Swiss ball," *Dynamic Medicine*, vol. 5, no. 1, p. 7, 2006.
- [28] D. H. Sutherland, "The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG," *Gait & posture*, vol. 14, no. 1, pp. 61-70, 2001.
- [29] M. J. Zwarts, G. Drost and D. F. Stegeman, "Recent progress in the diagnostic use of surface EMG for neurological diseases," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 10, no. 5, pp. 287-291, 2000.
- [30] J. T. Black, G. P. Bhatt, P. V. Dejesus, D. L. Schotland and L. P. Rowland, "Diagnostic accuracy of clinical data, quantitative electromyography and histochemistry in neuromuscular disease: a study of 105 cases," *Journal of the neurological sciences*, vol. 21, no. 1, pp. 59-70, 1974.
- [31] S. Pillen, A. Verrips, N. Van Alfen, I. M. Arts, L. T. Sie and M. J. Zwarts, "Quantitative skeletal muscle ultrasound: diagnostic value in childhood neuromuscular disease," *Neuromuscular Disorders*, vol. 17, no. 7, pp. 509-516, 2007.
- [32] C. J. De Luca, "Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans," *Critical reviews in biomedical engineering*, vol. 11, no. 4, pp. 251-279, 1984.
- [33] J. R. Potvin and L. R. Bent, "A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 7, no. 2, pp. 131-139, 1997.
- [34] S. Minning, C. A. Eliot, T. L. Uhl and T. R. Malone, "EMG analysis of shoulder muscle fatigue during resisted isometric shoulder elevation," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 17, no. 2, pp. 153-159, 2007.

- [35] O. M. Giggins, U. M. Persson and B. Caulfield, "Biofeedback in rehabilitation," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 10, no. 1, p. 60, 2013.
- [36] B. A. Alkner, P. A. Tesch and H. E. Berg, "Quadriceps EMG/force relationship in knee extension and leg press," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 32, no. 2, pp. 459-463, 2000.
- [37] P. Madeleine, P. Bajaj, K. Sogaard and L. Arendt-Nielsen, "Mechanomyography and electromyography force relationships during concentric, isometric and eccentric contractions," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 11, no. 2, pp. 113-121, 2001.
- [38] H.-P. Huang and C.-Y. Chen, "Development of a myoelectric discrimination system for a multidegree prosthetic hand," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Detroit, Michigan, 1999.
- [39] R. Boostani and M. H. Moradi, "Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand," *Physiological measurement*, vol. 24, no. 2, pp. 309-319, 2003.
- [40] P. J. Sparto, M. Parnianpour, E. A. Barria and J. M. Jagadeesh, "Wavelet and short-time Fourier transform analysis of electromyography for detection of back muscle fatigue," *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 8, no. 3, pp. 433-436, 2000.
- [41] P. V. Komi and P. Tesch, "EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man," *European journal of applied physiology and occupational physiology*, vol. 42, no. 1, pp. 41-50, 1979.
- [42] E. D. Toffola, D. Sparpaglione, A. Pistorio and M. Buonocore, "Myoelectric manifestations of muscle changes in stroke patients," *Physical medicine and rehabilitation*, vol. 82, no. 5, pp. 661-665, 2001.
- [43] S. K. Sabut, P. K. Lenka, R. Kumar and M. Mahadevappa, "Effect of functional electrical stimulation on the effort and walking speed, surface electromyography activity, and metabolic responses in stroke subjects," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 20, no. 6, pp. 1170-1177, 2010.
- [44] L. Mesin, R. Merletti and A. Rainoldi, "Surface EMG: the issue of electrode location," *Journal of electromyography and kinesiology*, vol. 19, no. 5, pp. 719-726, 2009.
- [45] C. J. De Luca, "The use of surface electromyography in biomechanics," *Journal of applied biomechanics*, vol. 13, no. 2, pp. 135-163, 1997.
- [46] A. J. Fuglevand, D. A. Winter, A. E. Patla and D. Stashuk, "Detection of motor unit action potentials with surface electrodes: influence of electrode size and spacing," *Biological cybernetics*, vol. 67, no. 2, pp. 143-153, 1992.
- [47] W. Li and S. Kazuyoshi, "The influence of location of electrode on muscle fiber conduction velocity," *Applied Human Science*, vol. 15, no. 1, pp. 25-32, 1996.
- [48] D. Stegman and H. Hermens, *Standards for surface electromyography: The European project Surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM)*, 2007.
- [49] D. A. Gabriel, "Effects of monopolar and bipolar electrode configurations on surface EMG spike analysis," *Medical engineering & physics*, vol. 33, no. 9, pp. 1079-1085, 2011.
- [50] R. Merletti, A. Botter, A. Troiano, E. Merlo and M. A. Minetto, "Technology and instrumentation for detection and conditioning of the surface electromyographic signal: state of the art," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, no. 2, pp. 122-134, 2009.
- [51] M. J. Zwarts and D. F. Stegeman, "Multichannel surface EMG: Basic aspects and clinical utility," *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, vol. 28, no. 1, pp. 1-17, 2003.

- [52] A. Holobar, M. A. Minetto, A. Botter, F. Negro and D. Farina, "Experimental analysis of accuracy in the identification of motor unit spike trains from high-density surface EMG," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, no. 3, pp. 221-229, 2010.
- [53] T. M. Vieira, R. Merletti and L. Mesin, "Automatic segmentation of surface EMG images: Improving the estimation of neuromuscular activity," *Journal of biomechanics*, vol. 43, no. 11, pp. 2149-2158, 2010.
- [54] K. Tucker, D. Falla, T. Graven-Nielsen and D. Farina, "Electromyographic mapping of the erector spinae muscle with varying load and during sustained contraction," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 19, no. 3, pp. 373-379, 2009.
- [55] A. Holtermann, K. Roeleveld and J. S. Karlsson, "Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, no. 2, pp. 131-137, 2005.
- [56] R. Merletti, A. Holobar and D. Farina, "Analysis of motor units with high-density surface electromyography," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 18, no. 6, pp. 879-890, 2008.
- [57] D. Farina, M. Fosci and R. Merletti, "Motor unit recruitment strategies investigated by surface EMG variables," *Journal of applied physiology*, vol. 92, no. 1, pp. 235-247, 2002.
- [58] J. H. Blok, J. P. Van Dijk, G. Drost, M. J. Zwarts and D. F. Stegman, "A high-density multichannel surface electromyography system for the characterization of single motor units," *Review of scientific instruments*, vol. 73, no. 4, pp. 1887-1897, 2002.
- [59] M. Gazzoni, D. Farina and R. Merletti, "A new method for the extraction and classification of single motor unit action potentials from surface EMG signals," *Journal of neuroscience methods*, vol. 136, no. 2, pp. 165-177, 2004.
- [60] S. M. Wood, J. A. Jarratt, A. T. Barker and B. H. Brown, "Surface electromyography using electrode arrays: a study of motor neuron disease," *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*, vol. 24, no. 2, pp. 223-230, 2001.
- [61] G. A. Garcia, R. Okuno and K. Azakawa, "A decomposition algorithm for surface electrode-array electromyogram," *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, vol. 24, no. 4, pp. 63-72, 2005.
- [62] D. Zuzala and A. Holobar, "An approach to surface EMG decomposition based on higher-order cumulants," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 80, pp. S51-S60, 2005.
- [63] A. Holobar, D. Farina, M. Gazzoni, R. Merletti and D. Zuzala, "Estimating motor unit discharge patterns from high-density surface electromyogram," *Clinical Neurophysiology*, vol. 120, no. 3, pp. 551-562, 2009.
- [64] D. Farina, F. Negro, M. Gazzoni and R. M. Enoka, "Detecting the unique representation of motor-unit action potentials in the surface electromyogram," *Journal of neurophysiology*, vol. 100, no. 3, pp. 1223-1233, 2008.
- [65] M. Rojas-Mendez, M. A. Mañanas and J. F. Alonso, "High-density surface EMG maps from upper-arm and forearm muscles," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 9, no. 1, pp. 85-102, 2012.
- [66] M. Rojas-Martinez, M. A. Mañanas, J. F. Alonso and R. Merletti, "Identification of isometric contractions based on high density EMG maps," *Journal of electromyography and kinesiology*, vol. 23, no. 1, pp. 33-42, 2013.
- [67] S. Malwade, S. S. Abdul, M. Uddin, A. A. Nursetyo, L. Fernandez-Luque, X. K. Zhu, L. Cilliers, C.-P. Wong, P. Bamidis and Y.-C. J. Li, "Mobile and wearable technologies in healthcare for the ageing population," *Computer methods and programs in biomedicine*, pp. 233-237, 2018.

- [68] M. Alrige and S. Chatterjee, "Toward a taxonomy of wearable technologies in healthcare," in *New Horizons in Design Science*, Dublin, 2015.
- [69] T. W. Beck, T. J. Housh, J. T. Cramer, M. H. Malek, M. Mielke, R. Hendrix and J. P. Wier, "Electrode shift and normalization reduce the innervation zone's influence on EMG," *Medicine and science in sports and exercise*, vol. 40, no. 7, pp. 1314-1322, 2008.
- [70] N. M. Malešević, L. Popović-Maneski, V. Ilić, N. Jorgovanović, G. Bijelić, T. Keller and D. B. Popović, "A multi-pad electrode based functional electrical stimulation system for restoration of grasp," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 9, no. 1, p. 66, 2012.
- [71] N. Miljković, H. Zabaleta, C. Rodriguez-de-Pablo, T. Keller and G. A. Garcia, "EMG Topography of Low Back Muscles as a Tool for Posture Evaluation and for the Assessment of Lumbalgia Treatments Progress," in *Converging Clinical and Engineering Research on Neurorehabilitation*, Berlin, Springer, 2013, pp. 495-499.
- [72] N. Miljković, *Metode i instrumentacija za procenu aktivnosti motornog sistema na osnovu elektromiografskih signala*, Beograd: Elektrotehnički fakultet, Univerzitet u Beogradu, 2013.
- [73] N. w. Willigenburg, A. Daffertshofer, I. Kingma and J. H. Van Dieën, "Removing ECG contamination from EMG recordings: A comparison of ICA-based and other filtering procedures.," *Journal of electromyography and kinesiology*, vol. 22, no. 3, pp. 485-493, 2012.
- [74] L. Popović-Maneski, N. M. Malešević, A. M. Savić, T. Keller and B. D. Popović, "Surface-distributed low-frequency asynchronous stimulation delays fatigue of stimulated muscles," *Muscle & nerve*, vol. 48, no. 6, pp. 930-937, 2013.
- [75] A. Holtermann, K. Roeleveld and S. J. Karlsson, "Inhomogeneities in muscle activation reveal motor unit recruitment," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 15, no. 2, pp. 131-137, 2005.
- [76] L. Vincent, "Morphological grayscale reconstruction in image analysis: applications and efficient algorithms," *IEEE transactions on image processing*, vol. 2, no. 2, pp. 176-201, 1993.
- [77] S. Hamid and R. Hayek, "Role of electrical stimulation for rehabilitation and regeneration after spinal cord injury: an overview," *European Spine Journal*, vol. 17, no. 9, pp. 1256-1269, 2008.
- [78] M. B. Popović, D. B. Popović, L. Schwirtlich and T. Sinkjær, "Functional electrical therapy (FET): Clinical trial in chronic hemiplegic subjects," *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, vol. 7, no. 2, pp. 133-140, 2004.
- [79] D. B. Popović, "Advances in functional electrical stimulation (FES)," *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 24, no. 6, pp. 795-802, 2014.
- [80] R. H. Nathan, "FNS of the upper limb: targeting the forearm muscles for surface stimulation," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 28, no. 3, pp. 249-256, 1990.
- [81] D. B. Popović and T. Sinkjær, *Control of movements in humans: systems and mechanisms*, Belgrade: Academic Mind, 2015.
- [82] C. Ridao-Fernández, E. Pinero-Pinto and G. Chamorro-Moriana, "Observational gait assessment scales in patients with walking disorders: systematic review," *BioMed research international*, 2019.
- [83] K. Aminian, C. Trevisan, B. Najafi, H. Dejnabadi, C. Frigo, E. Pavan, A. Telono, F. Cerati, E. C. Marinoni, P. Robert and P. F. Leyvraz, "Evaluation of an ambulatory system for gait analysis in hip osteoarthritis and after total hip replacement," *Gait & posture*, vol. 20, no. 1, pp. 102-107, 2004.

- [84] S. J. M. Bamberg, A. Y. Benbasat, D. M. Scarborough, D. E. Krebs and J. A. Paradiso, "Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system," *IEEE transactions on information technology in biomedicine*, vol. 12, no. 4, pp. 413-423, 2008.
- [85] B. Bilney, M. Morris and K. Webster, "Concurrent related validity of the GAITRite® walkway system for quantification of the spatial and temporal parameters of gait," *Gait & posture*, vol. 17, no. 1, pp. 68-74, 2003.
- [86] I. Milovanović and D. B. Popović, "Principal component analysis of gait kinematics data in acute and chronic stroke patients," *Computational and mathematical methods in medicine*, 2012.
- [87] N. Abhayasinghe and I. Murray, "Human gait phase recognition based on thigh movement computed using IMUs," in *In Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing (ISSNIP), IEEE Ninth International Conference*, 2014.
- [88] S. Winiarski and A. Rutkowska-Kucharska, "Estimated ground reaction force in normal and pathological gait," *Acta of Bioengineering & Biomechanics*, vol. 11, no. 1, pp. 53-60, 2009.
- [89] A. Strazza, A. Mengarelli, S. Fioretti, L. Burattini, V. Agostini, M. Knaflitz and F. Di Nardo, "Surface-EMG analysis for the quantification of thigh muscle dynamic co-contractions during normal gait," *Gait & Posture*, vol. 51, pp. 228-233, 2017.
- [90] J. Rodda and H. K. Graham, "Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for a management algorithm," *European journal of neurology*, vol. 8, pp. 98-108, 2001.
- [91] S. Sukanta, K. Rocky and M. Manjunatha, "Design of a programmable multi-pattern FES system for restoring foot drop in stroke rehabilitation," *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 34, no. 3, pp. 217-223, 2010.
- [92] J. Kojović, N. Miljković, M. M. Janković and D. B. Popović, "Recovery of motor function after stroke: A polomyography-based analysis," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 194, no. 2, pp. 321-328, 2011.
- [93] S. Dedijer Dujović, A. Vidaković, O. Đorđević, M. Gavrilović, S. S. Rosić, D. B. Popović, I. Topalović and L. Konstantinović, "Poster 89: The Effects of Foot Drop Stimulator on the Parameters of Functional Locomotion in Subjects with Stroke-Related Foot Drop," *PM&R: the journal of injury, function, and rehabilitation American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*, vol. 10, no. 9, p. S35, 2018.
- [94] D. B. Popović, I. Topalović, S. Dedijer Dujović and L. Konstantinović, "Wearable system for the gait assessment in stroke patients," in *International Conference on NeuroRehabilitation. Springer, Cham*, 2018.
- [95] A. Hyvärinen, "Fast and Robust Fixed-Point Algorithms for Independent Component Analysis," *IEEE Transactions on Neural Networks*, vol. 10, no. 3, pp. 626-634, 1999.
- [96] I. Topalović and D. B. Popović, "Estimation of gait parameters based on data from inertial measurement units," in *Proceedings of 4th IcETRAN*, Kladovo, Serbia, 2017.
- [97] J. Milovanović, M. Gavrilović, I. Topalović and D. B. Popović, "Influence of two weeks balance practice with feedback on the gait in hemiplegic patients," in *IcETRAN & ETRAN*, Palić, Serbia, 2018.
- [98] H. J. Woodford and C. I. Price, "EMG biofeedback for the recovery of motor function after stroke," *Cochrane Database of Systematic Reviews*, vol. 2, 2007.
- [99] L. A. Rokicki, K. A. Holroyd, C. R. France, G. L. Lipchik, J. L. France and S. A. Kvaal, "Change mechanisms associated with combined relaxation/EMG biofeedback training for chronic tension headache," *Applied psychophysiology and biofeedback*, vol. 22, no. 1, pp. 21-41, 1997.

- [100] T. R. Newton-John, S. H. Spence and D. Schotte, "Cognitive-behavioural therapy versus EMG biofeedback in the treatment of chronic low back pain," *Behaviour research and therapy*, vol. 33, no. 6, pp. 691-697, 1995.
- [101] Z. Xu and E. Todorov, "Design of a highly biomimetic anthropomorphic robotic hand towards artificial limb regeneration," in *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2016.
- [102] A. J. Young, L. H. Smith, E. J. Rouse and L. J. Hargrove, "Classification of Simultaneous Movements using Surface EMG Pattern Recognition," *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 60, no. 5, pp. 1250-1258, 2013.
- [103] A. Hiraiawa, K. Shimohara and Y. Tokunaga, "EMG pattern analysis and classification by neural network," in *IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics*, Kanagawa, Japan, 1989.
- [104] H. Huang, P. Zhou, G. Li and T. A. Kuiken, "An Analysis of EMG Electrode Configuration for Targeted Muscle Reinnervation Based Neural Machine Interface," *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 16, no. 1, pp. 37-45, 2008.
- [105] D. B. Popović and T. Sinkjaer, Control of movement for the physically disabled: control for rehabilitation technology, Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University, 2003.
- [106] M. Paci, "Physiotherapy based on the Bobath concept for adults with post-stroke hemiplegia: a review of effectiveness studies," *Journal of rehabilitation medicine*, vol. 35, no. 1, pp. 2-7, 2003.
- [107] S. Brunnstorm, Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach, New York: Harper & Row, 1970.
- [108] A. Kunkel, B. Kopp, G. Müller, K. Villringer, A. Villringer, E. Taub and H. Flor, "Constraint-induced movement therapy for motor recovery in chronic stroke patients," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 80, no. 6, pp. 626-628, 1999.
- [109] J. Mehrholz, A. Hädrich, T. Platz, J. Kugler and M. Pohl, "Electromechanical and robot-assisted arm training for improving generic activities of daily living, arm function, and arm muscle strength after stroke," *Cochrane database of systematic reviews*, no. 6, 2012.
- [110] J. Luttggen and H. Heuer, "The Influence of Robotic Guidance on Different Types of Motor Timing," *Journal of motor behavior*, vol. 45, no. 3, pp. 249-258, 2013.
- [111] N. S. K. Ho, K. Y. Tong, X. L. Hu, K. L. Fung, X. J. Wei, W. Rong and E. A. Susanto, "An EMG-driven exoskeleton hand robotic training device on chronic stroke subjects: task training system for stroke rehabilitation," in *IEEE international conference on rehabilitation robotics*, 2011.
- [112] L. Dipietro, M. Ferraro, J. J. Palazzolo, H. I. Krebs, B. T. Volpe and N. Hogan, "Customized interactive robotic treatment for stroke: EMG-triggered therapy," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 13, no. 3, pp. 325-334, 2005.
- [113] X. Shusong and Z. Xia, "EMG-driven computer game for post-stroke rehabilitation," in *IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics*, 2010.
- [114] A. R. Fugl-Meyer, L. Jaasko, I. Leyman, S. Olsson and S. Steglind, "The post-stroke hemiplegic patient. 1. a method for evaluation of physical performance," *Scandinavian journal of rehabilitation medicine*, vol. 7, no. 1, pp. 13-31, 1974.
- [115] A. D. Pandyan, G. R. Johnson, C. I. M. Price, R. H. Curless, M. P. Barnes and H. Rodgers, "A review of the properties and limitations of the Ashworth and modified Ashworth Scales as measures of spasticity," *Clinical rehabilitation*, vol. 13, no. 5, pp. 373-383, 1999.

- [116] . L. Blum and N. Korner-Bitensky, "Usefulness of the Berg Balance Scale in stroke rehabilitation: a systematic review," *Physical therapy*, vol. 88, no. 5, pp. 559-566, 2008.
- [117] D. Podsiadlo and S. Richardson, "The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons," *Journal of the American geriatrics Society*, vol. 39, no. 2, pp. 142-148, 1991.
- [118] M. C. Hammond, G. H. Kraft and S. S. Fitts, "Recruitment and termination of electromyographic activity in the hemiparetic forearm," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 69, no. 2, pp. 106-110, 1988.
- [119] J. Chae, G. Yang, B. K. Park and I. Labatia, "Delay in initiation and termination of muscle contraction, motor impairment, and physical disability in upper limb hemiparesis," *Muscle & nerve*, vol. 25, no. 4, pp. 568-575, 2002.
- [120] J. P. Dewald, P. S. Pope, J. D. Given, T. S. Buchanan and W. Z. Rymer, "Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects," *Brain*, vol. 118, no. 2, pp. 495-510, 1995.
- [121] J. Chae, G. Yang, B. K. Park and I. Labatia, "Muscle weakness and cocontraction in upper limb hemiparesis: relationship to motor impairment and physical disability," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 16, no. 3, pp. 241-248, 2002.
- [122] M. L. Latash, S. Gorniak and V. M. Zatsiorsky, "Hierarchies of synergies in human movements," *Kinesiology: International journal of fundamental and applied kinesiology*, vol. 40, no. 1, pp. 29-38, 2008.
- [123] N. S. Jovičić, L. V. Saranovac and D. B. Popović, "Wireless distributed functional electrical stimulation system," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 9, no. 1, p. 54, 2012.
- [124] C. Cipriani, F. Zaccone, S. Micera and M. C. Carrozza, "On the shared control of an EMG-controlled prosthetic hand: analysis of user–prosthesis interaction," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 24, no. 1, pp. 170-184, 2008.
- [125] C. Castellini and P. van der Smagt, "Surface EMG in advanced hand prosthetics," *Biological cybernetics*, vol. 100, no. 1, pp. 35-47, 2009.

Прилог

Моторни дефицит

У поглављу 1 дат је кратак опис физиолошких фактора који су одговорни за настанак ЕМГ сигнала. Међутим, да би се могло говорити о примени ЕМГ сигнала у рехабилитацији, неопходно је упознати се са механизмима моторних дефицита и како се они одражавају на ЕМГ сигнале.

Узроци моторног дефицита могу бити различити: цереброваскуларна обољења, повреде кичме и оштећење кичмене мождине, оштећења периферних нерава услед болести или повреда, оштећења мишића и тетива итд. Пошто се рад бави испитивањем могућности примене мултиканалног ЕМГ-а у рехабилитацији, а базиран је на ЕМГ сигнаlima насталим услед вољних контракција, све патологије услед којих нема могућности за извођење вољних контракција неће бити разматране. У овом поглављу биће описана две репрезентативне категорије пацијената, у чијој рехабилитацији би имало смисла применити предложене алгоритме, а то су пацијенти са трансрадијалном ампултацијом и пацијенти који су преживели мождани удар.

Трансрадијална ампултација

Трансрадијална ампултација представља парцијалну ампултацију руке испод лактра, у некој тачки дуж радијалне кости. Етиологија 90% ампултација горњих екстремитета је траума, док у осталих 10% спадају узроци као што су исхемијска гангрена, малигни тумори, инфекције итд. Статистика показује да се најчешће примењује на особама између 20 и 40 година, и четири пута више је заступљена у мушкој популацији него у женској (подаци преузети са www.oandplibrary.org, приступљено сајту у фебруару 2020. године).

Утицај трансрадијалне ампултације на ЕМГ сигнале је вишеструк. Одстрањивањем дела подлактице и шаке одстрањује се део мишића одговорних за покрете шаком, што са становишта електромиографије представља дефицит извора сигнала. Проред недостајућих делова, проблем представља и миопластика која је саставни део операције. Наиме, преостали мишићи и делови мишића са воларне и дорзалне стране преклапају преко остатака радије и улне, како би обложили кост на месту реза. Промењен положај и облик мишића, са различитим оштећењима насталим услед операције, у великом мери се осликавају и у електричној активности мишића. Услед некоришћења мишића, долази до њихове атрофије, до слабљења нервних синапси итд., који такође утичу на електричну активност мишића.

Иако у измењеном облику, мишићи остају инервисани и пацијент је способан да изводи вољне мишићне контракције, што оставља порстор за развој контролних система за роботизоване протезе шаке. У раду показана је значајна разлика између ЕМГ сигнала са ипси-латералне и контра-латералне руке код особа са трансрадијалном ампултацијом

($p < 10^{-3}$), док код испитаника из контролне групе (без ампутираних делова) није примећена значајна статистичка разлика.

Роботизоване протезе шаке

Рехабилитација пацијената након трансрадијалне ампутације се заснива на коришћењу протеза шаке. Поред козметичких протеза, које немају функцију покрета, у употреби су и роботизоване протезе шаке. Адекватан метод за контролу роботске шаке, који би кориснику омогућио управљање на подсвесном нивоу су ЕМГ сигнали са остака подлактице. Још 1963. године група из института Михаило Пупин из Београда, предвођена професором Рајком Томовићем са Београдског универзитета и Универзитета у Калифорнији, развија прву адаптивну, мултифункционалну роботску шаку, контролисану помоћу ЕМГ сигнала. Ова шака је позната под називом „Београдска шака“ („Belgrade hand“).

Данас постоји велики број софистицираних роботских шака, као што су „PISA IT SoftHand“ (www.softhands.eu) и AR10 (www.generationrobots.com), које су мултифункционалне и одликује их хуманоидни дизајн. Неке од роботских шака, као што је биомиметичка, антропоморфна роботска шака са универзитета у Вашингтону [101], имају изражене антропоморфне карактеристике, које верно копирају биомеханичке карактеристике људске шаке. Иако су технолошка достигнућа унапредила механику и електронику роботских шака, питање њихове контроле помоћу електрофизиолошких сигнала је и даље отворена тема. Иако је урађен велики број студија на тему препознавања покрета на основу ЕМГ сигнала са подлактице [102, 103, 39], па чак и са грудних мишића након циљане мишићне реинервације [104], још увек није пронађено универзално решење које ће роботским шакама обезбедити контролне сигнале за већи број функција. Из овог разлога комерцијално доступне бионичке протезе шаке имају само базичне функције, као што су основни хватови (цилиндрични и латерални). Примери најпознатијих компанија које производе овакве протезе су „Ottobock“ (Duderstadt, DEU, www.ottobock.com), „Open Bionics“ (Bristol, UK, www.openbionics.com), „Möbius Bionics“ (Manchester, NH, USA www.mobiusbionics.com) и друге.

У овом раду биће приказана могућност примене анализе просторне расподеле ЕМГ активности за добијање контролних сигнала роботске шаке. Идеја је да се покаже могућност детаљнијег препознавања и софистицираније контроле шаке, као што су покрети појединачним прстима.

Мождани удар

За разлику од претходно описаног проблема трансрадијалне ампутације, где су очувани нервни путеви од централног нервног система до преосталих мишића, у случају пацијената са можданим ударом, екстремитети су сачувани у целости (уз одређени степен атрофије, који је индивидуалан), али је њихова инервација ослабљена или потпуно прекинута. Мождани удар представља одумирање већег броја можданих ћелија због недостатка дотока крви у одређеној регији мозга (исхемија) или излива крви у мождано ткиво (хеморангија). Последице овог неуролошког дефицита су бројне: немогућност хода, немогућност одржавања баланса, одсуство контроле хватања и других покрета руком, отежан говор, разумевање и оријентација итд. Врста последица и

степен њиховог интензитета је индивидуалан. Глобална слика пацијента након можданог удара је да је једна страна тела (по уздужној оси – лева или десна страна), парализована (хемиплегија).

Мождани удар је један од највећих узрочника сензорномоторних оштећења у свету. Глобална светска статистика говори да једна од четири особе доживи мождани удар, док трећина можданих удара резултује смртним исходом (www.world-stroke.org, приступљено у фебруару 2020. године).

Рехабилитација након можданог удара

Процес неурорехабилитације је омогућен захваљујући пластицитету централног нервног система, односно особини реорганизације преосталих неурона, у циљу учења нових вештина и оптимизације система [105]. Рехабилитација је дуготрајан процес и укључује рад и са физијатрима и физиотерапеутима, неуропсихијатрима, логопедима итд. Стандардне рехабилитационе процедуре се заснивају на физичким активностима које укључују вежбе моторике (мишићна снага и координација), вежбе покретљивости, вежбе за смањење спастицитета итд. Постоји низ терапијских система у којима терапеут учи пацијента како да више користи паретичну страну тела, као што су „Bobath“ [106] или „Brunnstorm“ [107]. Поред ових, постоје и терапијски системи у којима пацијент самостално учи покрете, као што је „Constraint-Induced Movemet Therapy“ [108]. У пракси се најчешће примењују комбинације ових приступа. Развојем технологија, у процес рехабилитације се укључују и различити асистивни уређаји.

У употреби су електрични стимулатори за неуромускуларну електричну стимулацију (НМЕС, „NMES – Neuromuscular Electrical Stimulation“), која обухвата функционалну електричну стимулацију (ФЕС, „FES – Functional Electrical Stimulation“) и функционалну електричну терапију (ФЕТ, „FET – Functional Electrical Therapy“). Примена оваких метода омогућава контролу дисфункционалних екстремитета, дозирањем активацијом неуро-мускулаторне зоне од интереса [8]. Нешто више детаља о ФЕС и вези са ЕМГ сигналим је описано у уводном делу поглавља 4.

Други облик модерних технологија у рехабилитацији су роботски системи, и виртуална реалност. Основна идеја и разлог увођења роботских система је да ослободи терапеуте од физичког напора при асистенцији пацијентима у репетативним вежбама ШЂ. У роботске системе често су интегрисане видео игре и виртуална реалност, са циљем да повећају мотивацију пацијента приликом вежбања, али и као повратна информација („biofeedback“) о правилности изведених покрета и активности сензорномоторног система. Резултати низа истраживања показују да овакав терапијски приступ може да унапреди рехабилитацију пацијената [109, 110]. У употреби су различити комерцијално доступни роботски системи за рехабилитацију, као што су Locomat[®] (Hocoma AG, Volketswil, CHE, www.hocoma.com) и Gait Trainer[®] (Rehastim, Berlin, DEU, www.reha-stim.com) за вежбање хода, Bi-Manu-Trainer[®], Bi-Manu-Track[®] и Reha-Digit[®] (Rehastim) манипулаторе за вежбање горњих екстремитета итд.

Корелација између покрета, мишићних активности, замора мишића итд. са ЕМГ сигналим даје основ за њихову интеграцију у рехабилитационе системе. Испитане су различите могућности њихове преимене, као што је добијање контролних сигнала за рехабилитационе егзо-скелете [111], за тригероване роботске асистенције у терапији

[112], као контролни сигнал за управљање видео играма у виду „biofeedback-a“ [113] итд. У наредним поглављима биће размотрена могућност потенцијалне примене мултиканалне електромиографије и анализе просторне расподеле електричне активности мишића за контролу манипулатора у рехабилитацији, добијања повратне спреге, као и за контролу ФЕС система.

Процена стања пацијента

Важан сегмент у рехабилитацији је и процена стања сензорно-моторног система код пацијента након можданог удара. Потребно је направити одређену евалуацију дефицита и пре, за време и након терапије, како би се пратио напредак пацијента и успешност примењене терапије. Конвенционални тестови процене стања пацијента, који су присутни у клиничкој пракси, базирани су на понављању одређеног задатка у задатом времену, процени квалитета покрета, процене опсега покрета итд. Неки од тестова, који су у употреби у клиничкој пракси, су: „Fugl-Meyer score“ [114], „Ashwort“ скала [115], „Berg Balance“ скала [116], „Up&Go“ тест [117] и многи други. Мана конвенционалних тестова је што су базирани на субјективној оцени лекара или терапеута, па у великој мери зависе од субјективне процене и искуства. Поред тога, неки од тестова релативно дуго трају и представљају напор за пацијенте. Одређене физичке величине, које јесу објективни показатељ, дају квантитативну слику покрета (брзина хода, каденца, број поновљених радњи руком итд.), али је процена квалитета и даље заснована на утиску експерта.

Солуција за објективизацију процене стања пацијента је употреба различитих кинематичких и динамичких сензора за анализу покрета, као и мерење електрофизиолошких сигнала за процену одговарајућих система у организму. Један од релевантних сигнала је ЕМГ сигнал, који је директна последица кативације мишића задужених за покрет и стабилизацију одговарајућег дела тела. Постоји низ радова који показују различите начине мишићне активације на паретичној и не паретичној страни [118], кашњење иницијације и терминације мишићних контракција на паретичној страни [119], измењене коактивације мишића [120] итд. У раду [121] показана је корелација између слабости мишића и коконтракција са моторичком дисфункционалношћу, где се показао висок степен корелације између параметара добијених из ЕМГ сигнала и резултата конвенционалних тестова. Наведени радови, као и многи други отварају читав спектар потенцијалних метода за параметризацију стања сензорно-моторног система помоћу ЕМГ сигнала. И поред низа истраживања, и знатно мањег броја примена у клиничкој пракси, ова тема је и даље отворена за истраживање и део овог рада ће бити посвећен и овој теми.



Биографија: Иван Топаловић је рођен 20. априла 1989. године у Горњем Милановцу. Основну школу и гимназију је завршио у Чачку.

Основне академске студије уписао је 2008. године на Електротехничком факултету, Универзитета у Београду, на смеру Електротехника и рачунарство. У другој години студија се определио за модул „Физичка електроника – Биомедицински и еколошки инжењеринг. Дипломирао је 2013. године, на тему: „Систем за снимање телесних температурних мапа на бази NTC термистора“, код др Дејана Б. Поповића.

Одмах након основних студија уписао је мастер академске студије, такође на Електротехничком факултету, универзитета у Београду, на смеру „Биомедицински и еколошки инжењеринг“. Одбранио је мастер рад 2014. године, на тему: „Миоелектрични сигнали за управљање прстима роботске шаке“.

Исте године је уписао докторске академске студије на истом факултету, на смеру „Управљање системима и обрада сигнала, на којима је и данас. Положио је све испите и тренутно ради на припреми докторске дисертације. Као уску област интересовања изабрао је анализу електромиографских (ЕМГ) сигнала, која ће бити тема његовог докторског рада - “Примена мултиканалне електромиографије у рехабилитацији“. Прецизније, његов истраживачки рад се базира на мултиканалном снимању ЕМГ сигнала и њиховом мапирању, чиме се омогућује просторно и временско праћење електричне активности мишића синергиста, одговорних за одређени покрет. Основни циљ истраживања је да се испитају могућности примене оваквог начина посматрања ЕМГ сигнала за управљања интелигентним протезама, манипулаторима у рехабилитацији различитих врста пацијената, као и за естимацију мишићне активности.

Од 1. априла 2016. године запослен је на Институту техничких наука САНУ, као истраживач приправник. Ангажован је на пројектима ИИИ 44008 – „Развој робота као средства за помоћ у превазилажењу тешкоћа у развоју деце“ и ТР 35003 – „Истраживање и развој амбијентално-интелигентних сервисних робота антропоморфних карактеристика“. Од 8. маја 2018. године именован је у звање истраживач сарадник.

Иван је аутор/коаутор на два рада који су видљиви на SCI листи, аутор/коаутор на 9 радова објављених на међународним конференцијама и коаутор на једном поглављу у књизи.

Изјава о ауторству

Име и презиме аутора ИВАН ТОПАЛОВИЋ

Број индекса 2014/5041

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

ПРИМЕНА МУЛТИКАНАЛНЕ ЕЛЕКТРОМИОГРАФИЈЕ
У РЕХАБИЛИТАЦИЈИ

- резултат сопственог истраживачког рада;
- да дисертација у целини ни у деловима није била предложена за стицање друге дипломе према студијским програмима других високошколских установа;
- да су резултати коректно наведени и
- да нисам кршио/ла ауторска права и користио/ла интелектуалну својину других лица.

Потпис аутора

У Београду, 9. ЈУН 2020.

Иван Топаловић

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора ИВАН ТОПАЛОВИЋ

Број индекса 2014/5041

Студијски програм УПРАВЉАЊЕ СИСТЕМИМА И ОБРАДА СИГНАЛА

Наслов рада ПРИМЕНА МУЛТИКАНАЛНЕ ЕЛЕКТРОМИОГРАФИЈЕ У РЕХАБИЛИТАЦИЈИ

Ментор ДЕЈАН Б. ПОПОВИЋ

Изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла ради похрањивања у **Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског назива доктора наука, као што су име и презиме, година и место рођења и датум одбране рада.

Ови лични подаци могу се објавити на мрежним страницама дигиталне библиотеке, у електронском каталогу и у публикацијама Универзитета у Београду.

Потпис аутора

У Београду, 9. ЈУН 2020.

Иван Топаловић

Изјава о коришћењу

Овлашћујем Универзитетску библиотеку „Светозар Марковић“ да у Дигитални репозиторијум Универзитета у Београду унесе моју докторску дисертацију под насловом:

ПРИМЕНА МУЛТИКАНАЛНЕ ЕЛЕКТРОМИОГРАФИЈЕ
У РЕХАБИЛИТАЦИЈИ

која је моје ауторско дело.

Дисертацију са свим прилозима предао/ла сам у електронском формату погодном за трајно архивирање.

Моју докторску дисертацију похрањену у Дигиталном репозиторијуму Универзитета у Београду и доступну у отвореном приступу могу да користе сви који поштују одредбе садржане у одабраном типу лиценце Креативне заједнице (Creative Commons) за коју сам се одлучио/ла.

1. Ауторство (CC BY)
2. Ауторство – некомерцијално (CC BY-NC)
3. Ауторство – некомерцијално – без прерада (CC BY-NC-ND)
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима (CC BY-NC-SA)
5. Ауторство – без прерада (CC BY-ND)
6. Ауторство – делити под истим условима (CC BY-SA)

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци.
Кратак опис лиценци је саставни део ове изјаве).

Потпис аутора

У Београду, 9. ЈУН 2020.

Улаш Тодоровић