

УНИВЕРЗИТЕТ У БЕОГРАДУ
ЕЛЕКТРОТЕХНИЧКИ ФАКУЛТЕТ

Ивана П. Миловановић

**СИНЕРГИЈЕ ХОДА ОСОБА ПОСЛЕ
МОЖДАНОГ УДАРА: ИМПЛИКАЦИЈЕ
ЗА УПРАВЉАЊЕ АСИСТИВНИМ
СИСТЕМИМА НА БАЗИ ЕЛЕКТРИЧНЕ
СТИМУЛАЦИЈЕ**

докторска дисертација

Београд, 2013

UNIVERSITY OF BELGRADE
SCHOOL OF ELECTRICAL ENGINEERING

Ivana P. Milovanović

**SYNERGY PATTERNS OF STROKE
SUBJECTS WHILE WALKING:
IMPLICATIONS FOR CONTROL OF FES
ASSISTIVE DEVICES**

Doctoral Dissertation

Belgrade, 2013

ПОДАЦИ О МЕНТОРУ И ЧЛАНОВИМА КОМИСИЈЕ

Ментор:

Проф. др Дејан Поповић, Универзитет у Београду, Електротехнички факултет

Чланови комисије:

Проф. др Дејан Поповић, Универзитет у Београду, Електротехнички факултет

Проф. др Мирјана Поповић, Универзитет у Београду, Електротехнички факултет

Проф. др Ласло Швиртлих, Универзитет у Новом Пазару, Департман за
биомедицинске науке

Проф. др Љубица Константиновић, Универзитет у Београду, Медицински
факултет

Проф. др Бранко Ковачевић, Универзитет у Београду, Електротехнички факултет

Датум: _____.

ЗАХВАЛНИЦА

Ова дисертација не би била могућа без подршке људи којима овом приликом желим да се захвалим. Свако од њих је на свој начин допринео да она по много чему буде квалитетнија.

Пре свега бих желела да се захвалим мом ментору, професору Дејану Поповићу, на несебичној помоћи, подршци и стрпљењу коју ми је пружио током наше сарадње и током израде ове тезе. Захваљујући њему научила сам пуно о посвећености раду, мотивисаности и љубави према послу. Желим да му захвалим на дивној сарадњи, сјајним идејама и на томе што је своју љубав према музици и клавиру поделио са мном.

Захваљујем се професорки Мирјани Поповић, на свестраној помоћи, саветима и показаном интересовању за мој рад.

Захваљујем се и свим члановима комисије за корисне сугестије и савете током прегледа ове дисертације.

Желим да се захвалим професору Ласлу Швиртлиху, др Александри Драгин, и терапеуту Јелени Миловановић, за помоћ и сугестије при одабиру пацијената и реализацији студија, а нарочито за љубазност и гостопримство које су ми пружили током мог експерименталног рада у Заводу.

Захваљујем се Министарству за науку и технолошки развој Републике Србије и предузећу Tescalia Serbia, Београд, који су финансирани рад на докторској дисертацији. Посебно бих желела да се захвалим директору предузећа Tescalia Serbia, Горану Бијелићу, на подршци и корисним саветима током наше сарадње.

Хвала Милицы, Лани, Небојши, Милошу, Андреју и Надици, мојим сјајним колегама из истраживачке групе за биомедицинску инструментацију и технологије, за дивно пријатељство и подршку. Без њих рад у лабораторији не би био тако занимљиво и забавно искуство.

Посебну захвалност дугујем мојој породици, мојим родитељима и брату, за неуморну и несебичну љубав и подршку коју ми пружају читавог живота.

И најважније, хвала мом супругу и ћерки, на бескрајној љубави, и разумевању. Њима у част, од срца, посвећујем ову дисертацију.

СИНЕРГИЈЕ ХОДА ОСОБА ПОСЛЕ МОЖДАНОГ УДАРА: ИМПЛИКАЦИЈЕ ЗА УПРАВЉАЊЕ АСИСТИВНИМ СИСТЕМИМА НА БАЗИ ЕЛЕКТРИЧНЕ СТИМУЛАЦИЈЕ

Резиме - Мождани удар је обољење које изазива промене које утичу на практично све сегменте животних активности. Последице можданог удара су изражене у сензорно-моторним функцијама, али и у менталним и емоционалним елементима. Губитак селективне моторне контроле, посебно хода и покрета шаке, су од централног значаја у развоју онеспособљености пацијената. Томе додатно доприносе поремећаји говора и психичке промене.

Ходање је важна компонента самосталности и неопходан чинилац нормалних животних активности. Поновно омогућење хода пацијенту после можданог удара зато заузима важно место у рехабилитацији и предмет је изучавања многобројних клиничких студија. Основна хипотеза успостављања хода је да је он могућ и са смањеним сензорно-моторним ресурсима. Нови ход се може активирати кроз моторно учење, користећи својство централног нервног система да може да се адаптира на промене. Ово моторно учење је у основи слично процесу учења у периоду после рођења. Моторно учење хода се појачава класичним рехабилитационим техникама (принцип неурофизиолошког и моторног учења), а данас често и у комбинацији са: 1) роботским направама које асистирају балансу, делимичном растерећењу тежине и у одређеној мери покретању појединих сегмената, 2) повећањем мотивације и моторног учења применом повратних спрега (*biofeedback*, *brain-computer interface* - *BCI*) и 3) функционалном електричном стимулацијом (ФЕС) која активира поједине сензорно-моторне путеве од значаја за ход.

Ова докторска дисертација је настала као резултат развоја унапређених система за асистенцију ходања применом електричне стимулације. Познато је да електрична стимулација омогућава активацију парализованих мишића делујући директно на моторне нерве или делујући на сензорне нерве и генеришући функционалне рефлексе. Овај метод асистенције је често коришћен за терапију особа после можданог удара који резултује хемиплегијом, тј. једностраном

парализом тела. Електрична стимулација захтева управљачки систем који ће синхроно другим активностима активирати мишиће који су парализовани. У ранијим истраживањима је модел управљања био базиран на копирању синергија које су карактеристичне за ход људи који немају моторне проблеме. У тим истраживањима су доминантна два приступа: управљање са повратном спрегом на бази детаљног модела хода, и сензорски управљана стимулација на бази неаналитичког модела хода. У мерењима промена које настају на ново успостављеном ходу је уочено да постоји значајна акомодација биолошке контроле непарализованих делова тела у циљу компензације и генерисања стања која омогућавају интеграцију покрета са споља контролисаним покретима парализованих (паретичних) екстремитета.

Ова сазнања су допринела идеји да је неопходно детаљно истражити карактеристике хода особа после можданог удара са циљем формирања модела који се може имплементирати у систем који користи вишеканалну електричну стимулацију, а који резултује генерисањем активности мишића које на оптималан начин доприносе опоравку хода.

Сходно томе је циљ истраживања био развој методе за праћење карактеристика хода (кинематике и динамике) и карактеристика мишићне активности при ходу у процесу учења хода. Ход се најчешће посматра као циклични процес у коме се кораци понављају, али је заправо скуп корака који се међусобно разликују и треба их карактерисати као случајан процес. Ова чињеница је укључена у истраживања и за анализу хода су примењени статистички модели. У раду је посвећена пажња и динамичком моделирању хода с обзиром на специфичности система који чине нервни, мишићни и скелетни систем, који су одговорни за ход и стајање.

Истраживању је приступљено након детаљне анализе постојећих система управљања вишеканалном електричном стимулацијом за рехабилитацију хода. Посебно су размотрене различите методе управљања и њихова ограничења. Снимање карактеристика хода на здравим испитаницима обављено је ради формирања модела здравог обрасца хода. Више-сензорским системом који се поставља на тело и омогућава снимање већег броја корака, снимљене су

кинематичке карактеристике хода пацијената након можданог удара. За мерење силе реакције подлоге, у истраживању је коришћен улошак за ципелу који смо развили у Лабораторији за биомедицинско инжењерство, Електротехничког факултета у Београду. Системом за снимање електромиографских сигнала (ЕМГ) са већег броја мишића су регистроване мишићне активности мишића који су доминантни за покрете од интереса. У овом истраживању смо се бавили са два модалитета хода: ходом асистираним конвенционалним методама (штап, терапеут) и ходом са моторизованом ходалицом *Walkaround*. Сва снимања обављена су на Клиници за рехабилитацију „Др Мирослав Зотовић“, Београд, на основу унапред дефинисаних процедура одобрених од стране етичког комитета Клинике. У студији су учествовали пацијенти са дијагнозом акутне (мање од 6 недеља након можданог удара), суб-акутне (од 6 недеља до 6 месеци након можданог удара) и хроничне фазе хемиплегије (више од 6 месеци након можданог удара).

За обраду и анализу података, реализацију стохастичке методе и неуралних мрежа коришћен је програмски пакет МАТЛАБ, математичко и симулационо окружење за математичке прорачуне, симулирање и анализу процеса.

Анализа хода на основу уобичајено коришћених кинематичких параметара хода (брзине, симетрије, трајања једноослоначке и двоослоначке фазе), проширена је комплекснијом анализом уз примену стохастичке методе (*Principal Component Analysis - PCA*). Детаљнија анализа кинематичких синергија омогућила је бољи увид у механизме нервног система који резултују девијацијама хода. Анализа хода на бази електромиографских сигнала показала је да ли се и на који начин синергијске шеме мишићних активација мењају у зависности од коришћеног асистивног средства. Технике машинског учења употребљене су да би се на основу постојећих снимака пацијената са хемиплегијом извршило мапирање сензорске репрезентације и мишићних активација хода, ради формирања индивидуалног модела хода (базе знања) који карактерише потенцијалног корисника система.

Кључне речи: кинематика хода, динамика хода, синергије, анализа принципијелних компоненти, *РСА*, функционална електрична стимулација, машинско учење, неуралне мреже.

Научна област: техничке науке, електротехника

Ужа научна област: биомедицинско инжењерство

УДК број: 621.3

SYNERGY PATTERNS OF STROKE SUBJECTS WHILE WALKING: IMPLICATIONS FOR CONTROL OF FES ASSISTIVE DEVICES

Abstract - Stroke is a unique disease with consequences affecting all life aspects. As a result of stroke, patients face physical, mental and emotional changes that decrease life potentials. The loss of selective control of limb segments and hand movements is the main contributor to the patients' disability. This state is additionally affected by communication problems and mental disorders.

Walking is an essential component of independence and an important part of various life activities. This is why restoration of walking has a significant role in rehabilitation of stroke patients and is often a central task of many clinical trials. Restoration techniques are based on the hypothesis that neuroplasticity (motor learning) allows the development of a new walking even with the existing limitations of a sensory-motor system after stroke.

At present, gait restoration is largely based on different methods, used either independently or combined: 1) classical rehabilitation (neurophysiological and motor learning techniques), 2) robotic assistance of posture, body weight, and body segment movements, 3) feedback and brain-computer interface (BCI) used for motor learning, and 4) functional electrical stimulation (FES).

This doctoral dissertation was written as a part of a larger study, where the systems for walking assistance using functional electrical stimulation are being developed. It has been shown that electrical stimulation activates paralyzed muscles by direct stimulation of motor system or reflex stimulation of afferent nerves. This principle is often used in movement restoration in patients after stroke which results in hemiplegia – paralysis of one side of the body. The use of FES requires external control that would integrate the biological and artificial control. In previous studies, the control of FES was primarily based on using synergies that characterize the walking of subjects with no sensory-motor impairments. Here two approaches are used: feedback control systems based on a detailed gait model and a sensor-driven stimulation based on a non-

analytical gait model. The gait assessment showed that there is a significant accommodation of biological control of non-paralyzed extremities to match the disability of the affected leg, and that the restoration of healthy-like walking is most likely not the achievable goal.

These findings have contributed to the idea that the characteristics of walking in hemiplegic patients after stroke need to be investigated in more details. This should lead to a model that could be implemented in a system that uses a multi-channel electrical stimulation, and generates muscle activities for optimal walking recovery.

The important goal of this research was to develop a method for assessment of walking characteristics (kinematics and dynamics) and the characteristics of muscle activities during walking in clinical conditions. The gait is considered a cyclic activity; yet in reality there are substantial differences among the consecutive strides even when walking over ground with no obstacles. This directly suggests that the strides being part of the walking cycle should be characterized as a random process. This modeling requires the use of statistical models of gait. Not all elements of the process can be analyzed solely by kinematic measures. Knowledge of sensory-motor system responsible for locomotion is necessary, so the analysis includes dynamics of the walking as well.

The initial step in the research was a detailed literature review in order to get a better insight into the existing control systems. Different control methods as well as their limitations were studied in detail. Walking characteristics of healthy subjects were recorded in order to form a model of healthy walking patterns (benchmark). Portable multi-sensor system that included goniometers and force sensing resistors (FSR) was used to record kinematical and dynamic characteristics of walking in patients after stroke. A sensor insole with FSR sensors developed in the Laboratory for biomedical engineering, at the Faculty of Electrical Engineering, Belgrade, was used as a force sensor. A multi-channel system for electromyography (EMG) was used to assess activities of muscles dominant for the walking. In this case, two modalities of walking were analyzed: walking assisted with a cane and walking assisted by a powered walker, called Walkaround that provides postural assistance. All recordings were done at the Institute for Rehabilitation „Dr Miroslav Zotović“, Belgrade, based on pre-defined

protocols approved by the Institute's ethics committee following the Helsinki declaration and current EC rules and recommendations. The study included patients in their acute (less than 6 weeks after stroke), sub-acute (6 weeks to 6 months post-stroke) and chronic phases of hemiplegia (more than 6 months after stroke).

Data processing and analysis, implementation of stochastic methods and neural networks, were done in MatLab.

Principal Component Analysis – PCA, allowed a statistical gait analysis in addition to commonly used data analysis methods which consider kinematic and dynamic parameters of walking (speed, symmetry, single and double stance duration). The method provided a better understanding of the underlying mechanisms of the nervous system that result in walking deviations. Gait analysis based on electromyographic signals showed whether synergistic muscle activation patterns change depending on the assistive device used. Based on existing recordings of patients with hemiplegia, machine learning techniques were implemented to perform mapping of sensory representations to muscle activations of walking, in order to form an individual model (knowledge base), which characterizes a potential user of the system.

Key words: gait kinematics, gait dynamics, synergies, principal component analysis, PCA, functional electrical stimulation, machine learning, neural networks.

Scientific area: technical sciences, electrical engineering

Specific scientific area: biomedical engineering

UDK number: 621.3

САДРЖАЈ

ПРЕДГОВОР	1
Циљ истраживања	2
Полазне хипотезе истраживања	2
Резултати и допринос истраживања	3
Преглед садржаја докторске дисертације:	5
1. УВОД	7
Мождани удар	7
Типови можданог удара	8
Карактеристике хода након можданог удара	9
Просторно-временске карактеристике	10
Кинематичке карактеристике	10
Контрола постуре	11
Карактеристике мишићног система	11
Синергије након можданог удара	12
Тестови за процену опоравка на бази синергија	15
Преглед техника и терапија које се користе у рехабилитацији хода након можданог удара	16
Класичне (конвенционалне) рехабилитационе технике	17
Рехабилитација уз асистенцију персоналних робота	17

Системи за рехабилитацију на бази појачане повратне спреге и појачане активације кортикалних структура (<i>BCI</i>).....	18
Рехабилитација уз асистенцију функционалном електричном стимулацијом (ФЕС).....	19
2.ТЕХНИКЕ УПРАВЉАЊА ФУНКЦИОНАЛНОМ ЕЛЕКТРИЧНОМ СТИМУЛАЦИЈОМ	23
Управљање на бази детаљног модела хода	23
Сензорски управљана стимулација на бази неаналитичког модела хода	24
Технике машинског учења и њихова примена у рехабилитацији хода....	25
Технике машинског учења у оквиру ФЕС система	26
Мапирање сензорске репрезентације хода и мишићних активности мишића за контролу хода.....	29
Методe и материјали.....	32
Резултати.....	35
Дискусија	39
Закључак	41
3. СЕНЗОРИ ЗА ПРОЦЕНУ КРЕТАЊА ПОГОДНИ ЗА ПРИМЕНЕ У РЕХАБИЛИТАЦИЈИ ХОДА	42
Сензори силе	43
Акцелерометри.....	43
Жироскопи.....	44
Инклинометри	45
Гониометри.....	46

Комбинације сензора	46
Електромиографија.....	47
Развој система за процену силе реакције подлоге при ходу.....	48
Преглед постојећих система.....	48
Уложак за ципелу са интегрисаним сензорима силе „ПЕКИ“	50
4. АНАЛИЗА КИНЕМАТИЧКИХ ПАРАМЕТАРА ХОДА.....	56
Метод	57
Субјекти	57
Инструментација	58
Протокол	59
Анализа хода применом конвенционалних техника	60
Анализа хода методом анализе принципијелних компоненти (ПЦА).....	63
Анализа сигнала здравих испитаника	65
Анализа сигнала пацијената након можданог удара	66
Дискусија и закључци.....	68
5. АНАЛИЗА ЕЛЕКТРОМИОГРАФСКИХ ПАРАМЕТАРА ХОДА.....	72
Мишићне синергије доњих екстремитета	74
Мишићи дорзифлексори чланка.	74
Мишићи плантарфлексори чланка.	75
Предња мускулатура надколена – Квадрицепс.....	75
Задња мускулатура надколена – Хамстринг.....	75
Полимиографска анализа хода	76

Инструментација и метод.....	80
Резултати.....	81
Дискусија.....	84
Закључак.....	86
6. ЗАКЉУЧАК.....	87
7. ПРЕДЛОГ ЗА БУДУЋА ИСТРАЖИВАЊА.....	91
Унапређење улошка за ципелу са сензорима силе.....	91
Анализа кинематике хода.....	91
Анализа мишићних активности хода.....	91
Употреба неуралних мрежа.....	92
ЛИТЕРАТУРА.....	93
ПРИЛОГ А – ФАЗЕ ХОДА.....	121
ПРИЛОГ Б – ПРИНЦИП РАДА СЕНЗОРА СИЛЕ.....	123
ПРИЛОГ В - ПРЕГЛЕД СИСТЕМА ЗА МЕРЕЊЕ ПРИТИСКА И СИЛЕ У ВИДУ УЛОШКА ЗА ЦИПЕЛУ.....	126
F-Scan® (Tekscan, Inc.).....	126
Pedar® (Novel GmbH).....	127
Parotec® (Paromed Medizintechnik GmbH).....	127
ПРИЛОГ Г – АНАЛИЗА ПРИНЦИПИЈЕЛНИХ КОМПОНЕНТИ.....	129
Сет података за ПЦА анализу.....	131
Припрема података за ПЦА анализу.....	132
Матрица коваријансе.....	134

Сортирање сопствених вредности.....	136
Преглед ПЦА алгоритма	138
Примене ПЦА анализе:	138
Редукција димензија	139
ПРИЛОГ Д – МИШИЋНЕ СИНЕРГИЈЕ ДОЊИХ ЕКСТРЕМИТЕТА	141
Мишићи дорзифлексори чланка.....	141
Мишићи плантарфлексори чланка.....	141
Предња мускулатура надколена - Квадрицепс	142
Задња мускулатура надколена – Хамстринг	142
БИОГРАФИЈА АУТОРА.....	143

СПИСАК СЛИКА

Слика 1.1 Роботски системи за рехабилитацију хода: покретна трака (GaitKeeper) са LiteGait подршком телу пацијента (слика лево), G-EO System (слика у средини) и Locomat (слика десно).	18
Слика 1.2 Ортоза „RoGO“ управљана ЕЕГ сигналама у реалном времену (преузето из [55]).	19
Слика 1.3 Места стимулације (слика а)), Одсток стимулатор за падајуће стопало (слика б)), приказ система на нози (слика ц)).....	20
Слика 2.1 Шема предложеног модела контроле.....	30
Слика 2.2 Репрезентативни снимци три узастопна корака снимљена на паретичној и непаретичној нози субјекта са хемиплегијом.....	31
Слика 2.3 Резултати предикције мишићне активности мишића Вастус Латералис ANFIS мрежом, у случају када подаци за тренинг и тестирање потичу од истог субјекта.....	36
Слика 2.4 Резултати предикције мишићне активности мишића Вастус Латералис ANFIS мрежом, у случају када се валидација врши подацима са другог субјекта (тест генерализације).....	37
Слика 2.5 Резултати предикције мишићне активности мишића Вастус Латералис NARX мрежом, у случају када подаци за тренинг и тестирање потичу од истог субјекта.....	38
Слика 2.6 Резултати предикције мишићне активности мишића Вастус Латералис NARX мрежом, у случају када се валидација врши подацима са другог субјекта (тест генерализације).....	38
Слика 2.7 Средње вредности грешака у времену мишићне активације мишића непаретичне (нп) и паретичне (п) ноге, израчунате на основу сигнала са свих 5 субјеката	39

Слика 3.1 Шематски приказ улошка за ципелу „ПЕКИ“ . Конфигурација са три сензора (лево), конфигурација са пет сензора (десно).....	51
Слика 3.2 Приказ коришћене инструментације.....	52
Слика 4.1 Пацијент у моторизованој ходалици „Walkaround“	57
Слика 4.2 Систем за аквизицију података са сензорима за снимање сила реакције подлоге и кинематике хода. Biometrics DataLog систем је коришћен за обраду гониометарских сигнала. BUDA је микрокомпјутерски аквизициони модул за процесирање и бежичну комуникацију са рачунаром.	59
Слика 4.3 Углови у зглобовима и силе реакције подлоге снимљени током једне сесије хода једног пацијента.....	61
Слика 4.4 Бокс плот график за индекс симетрије, брзину хода и Фугл-Мајеров индекс.	62
Слика 4.5 Квартилна дистрибуција углова у куку, колену и чланку паретичне и непаретичне ноге код акутне и хроничне групе. Звезда означава значајне разлике ($p < 0.01$).	62
Слика 4.6 Циклограми пет здравих испитаника који формирају карактеристичну форму облика латиничног слова Д (слика лево) и Пирсонове корелације између углова чланка, колена и кука (слика десно).....	66
Слика 4.7 Циклограми и Пирсонови коефицијенти корелације за четири субјекта са хемиплегијом. Горњи панели припадају субјектима са малим инвалидитетом, док доњи приказују субјекте из групе са већим инвалидитетом. Леви панели показују два хронична субјекта, док десни панели приказују два субјекта у акутној фази хемиплегије.....	67
Слика 5.1 Шеме активације мишићних активности мишића плантарфлексора чланка (Б) и дорзифлексора чланка (Ц). Осим мишићних активности, на слици је приказана и трајекторија угла у чланку (А). Преузето из {[218]}.	75

Слика 5.2 Шеме активације мишићних активности мишића задњег дела надколенице. Преузето из {[220]}.	76
Слика 5.3 Површински ЕМГ сигнали снимљени са пацијента бр. 1 током хода у ходалици и са штапом. На крајњим доњим графицима су приказане силе реакције подлоге снимљене сензорима силе.	77
Слика 5.4 Површински ЕМГ сигнали снимљени са пацијента бр.2 током хода у ходалици и са штапом. На крајњим доњим графицима су приказане силе реакције подлоге снимљене сензорима силе.	78
Слика 5.5 Пацијент хода уз помоћ моторизоване ходалице (Walkaround, слика лево); и уз помоћ штапа (слика десно) током снимања у Заводу за рехабилитацију „Др Мирослав Зотовић“, Београд.	80
Слика 5.6 ЕМГ енvelope током једног циклуса хода снимљене при: спором ходу здравих субјеката (први хоризонтални ред графика, $v = 0.4 \text{ m/s}$), ходу са ходалицом (ХОДАЛ, $v = 0.48 \text{ m/s}$), ходу са штапом (ШТАП, $v = 0.43 \text{ m/s}$). Вертикалне линије означавају границу између фазе ослонца и фазе замаха.	82
Слика 5.7 Нормализовни ЕМГ сигнали са непаретичне ноге пацијента (црна линија) и сигнали са здравог субјекта (сива површина).	83
Слика 5.8 Нормализовни ЕМГ сигнали са паретичне ноге пацијента (црна линија) и сигнали са здравог субјекта (сива површина)	84
Слика А.1 Фазе хода у оквиру једног циклуса хода	121
Слика Б.1 Принцип рада сензора силе (преузето из [228])	123
Слика Б.2 Зависност отпорности сензора силе од примењене силе (преузето из [228])	124
Слика Б.3 Зависност проводности сензора силе од примењене силе (преузето из [228])	125

Слика В.1 Приказ F-Scan® система за мерење притиска и силе: F-Scan® сензорски уложак за ципелу (а), снимак расподеле притиска по стопалима (б) и систем постављен на корисника (в).....	126
Слика В.2 Приказ Pedar® система (а) и пратећег софтверског пакета (б).....	127
Слика В.3 Приказ PedoTec® система (а), снимак расподеле притиска по стопалима (б) и систем постављен на корисника (в).....	128
Слика Г.1 Скуп података у Еуклидској равни	130
Слика Г.2 Нови координатни систем добијен ПЦА анализом.....	131
Слика Г.3 Подаци у заротираном координатном систему принципијелних оса..	134

СПИСАК ТАБЕЛА

Табела 1.1 Синергистички обрасци доњих и горњих екстремитета. Преузето из {[29]}	14
Табела 3.1 Поређење излазних параметара система „БУДА“ и „GateRite“ на основу сесије појединачног субјекта	53
Табела 4.1 Основне карактеристике пацијената учесника студије.....	58
Табела 4.2 Вредности анализе принципијелних компоненти за здраве субјекте и субјекте са хемиплегијом, подељене у четири групе на основу брзине хода. Истакнуте вредности указују на групу која се значајно разликује од здраве ($p < 0.05$).	68

ПРЕДГОВОР

У дисертацији је представљен део истраживачког рада реализован у оквиру групе за биомедицинску инструментацију и технологије, БМИТ, Београд, Србија.

Истраживања која су приказана у дисертацији су спроведена у Лабораторији за биомедицинску инструментацију и технологије, Електротехничког факултета у Београду, и на Клиници за рехабилитацију „Др Мирослав Зотовић“ у Београду.

Истраживања су финансирана пројектом Министарства науке и техношког развоја Републике Србије, #ЕТ 11019 – Електронски систем за управљање покретима особа са инвалидитетом (2008-2010, руководилац - професор Дејан Поповић), и пројектом "CONGAIT - Control of Walking with electrical stimulation" предузећа Fatronik Serbia, Београд, Србија.

Циљ истраживања

Основни циљ мог истраживања је допринос методологији објективног праћења карактеристика хода (кинематике и динамике) и карактеристика мишићне активности при ходу у клиничким условима са циљем унапређења управљања асистивним системом, и још значајније, праћења опоравка пацијента у току рехабилитације.

С обзиром да се кораци у току хода могу карактерисати као случајан процес, у анализу су интегрисани статистички модели који посматрају кораке као стохастички процес.

У истраживању је посвећена пажња и динамичким елементима у систему хода, јер се процес не може карактерисати само на основу кинематике, већ и на основу познавања сензорно-моторног система који је одговоран за локомоцију.

Полазне хипотезе истраживања

- 1) Објективизација параметара који карактеришу ход омогућава синтезу модела који се може имплементирати у систем који примењује вишеканалну функционалну електричну стимулацију (ФЕС) и може да допринесе процесу рехабилитације.
- 2) Нови стохастички модел хода детаљније описује ход и омогућава објективну идентификацију постојећих дефицита.
- 3) Нови модел који карактерише ход пацијента омогућава формирање шеме хода која је индивидуална, а одређује обрасце за контролу хода које је потребно наметнути током процеса ресторације хода.

Резултати и допринос истраживања

Допринос ове докторске дисертације је алат за формирање новог модела хода који се базира на хипотези да су кораци део стохастичког процеса, а чија је директна импликација модел који се може имплементирати на управљање вишеканалним системом за електричну стимулацију.

У оквиру докторске дисертације показани су следећи резултати:

- 1) Идентификација дефицита контроле управљања и мишићног одговора,
- 2) Развој методе за анализу кинематичких синергија особа са можданим ударом која би омогућила усмеравање рехабилитационог поступка ка индивидуалним потребама пацијента а самим тим и ефикаснију терапију,
- 3) Развој алата за формирање модела хода који би се користио у систему вишеканалне електричне стимулације.

Теза је базирана на следећим публикацијама:

А. Радови у часописима

- 1) **I. Milovanović**, D.B. Popović, „Principal Component Analysis of gait kinematics data in acute and chronic stroke patients.“, *Comput Math Methods Med*, vol. 2012, Article ID 649743, 8 pages, 2012. doi: 10.1155/2012/649743.
- 2) N. Miljković, **I. Milovanović**, A. Dragin, Lj. Konstantinović, D.B. Popović, „Muscle synergies with Walkaround postural support vs. „cane/therapist“ assistance“ (*J Rehabilitation*, прихваћен за публикавање).
- 3) A. Dragin, M. Djurić-Jovičić, N. Miljković, **I. Milovanović**, Lj. Konstantinović, L. Schwirtlich, A. Veg, D.B. Popović. Gait training of post stroke patients assisted by the Walkaround (Body Postural Support), у припреми.

Б. Радови на интернационалним конференцијама

1) **I. Milovanović**, D. B. Popović, „Mapping of sensory representation of walking and EMG of prime joint movers: control of functional electrical stimulation.“ In: 10th Symposium on Neural Network Applications in Electrical Engineering, NEUREL 2010, 23-25 September 2010, Belgrade, Serbia, pp. 7-10.

2) **I. Milovanović**, M. Đurić-Jovičić, „Polymyography during hemiplegic walking: Implications for control of FES. In: IFESS 2010 Conference, Sep 8- Sep 12, Vienna, Austria.

В. Радови на домаћим конференцијама

1) **I. Milovanović**, N. Malesević, and D. B. Popović, "Evaluacija sistema za merenje sile reakcije podloge," In: Proc of the 52nd ETRAN Conference, 8-12 June 2008, Palic, Serbia.

2) M. Djurić-Jovičić, **I. Milovanović**, N. Jovičić, S. Radovanović, „Gait analysis: BUDA vs. GaitRite“, In: Proc of the 53rd ETRAN Conference, 15-18 June 2009, Vrnjacka Banja, Serbia.

Преглед садржаја докторске дисертације:

- 1) Уводна разматрања,
- 2) Сензорски системи за аквизицију сигнала хода,
- 3) Кинематичка анализа хода након можданог удара,
- 4) Електромиографска анализа хода након можданог удара,
- 5) Формирање модела хода помоћу техника машинског учења
- 6) Закључне напомене са главним доприносима, и
- 7) Препоруке за даљи рад.

У првом поглављу описани су механизми настанка можданог удара и манифестације повреде у поремећајима хода. Дат је преглед техника и терапија које се користе у рехабилитацији хода након можданог удара. Детаљније је размотрена примена функционална електрична стимулације (ФЕС) за ресторацију хода и указано на предности и недостатке ове асистивне технологије.

У другом поглављу приказан је модел се може користити за управљање системом вишеканалне електричне стимулације, а који подразумева мапирање сигнала прикупљених са сензора током хода на одговарајуће мишићне активности мишића који покрећу зглобове колена и чланка. Анализиране су две технике машинског учења са особином предикције временских серија.

У трећем поглављу су описани оригинални сензорски системи који су коришћени у клиничним испитивањима. Дат је преглед коришћених компоненти сензора као и детаљан опис сензора силе развијеног у оквиру Лабораторије за биомедицинско инжењерство, чија је форма накнадно прилагођена потребама истраживања, тестирана и употребљена у студији.

Четврто поглавље садржи кинематичку анализу хода након можданог удара, у оквиру које су упоређене уобичајено коришћене клиничке мере опоравка са примењеним стохастичким методама. Акцент је стављен на моторне дефиците и компензационе кинематичке синергије. Показане су предности развијене технике

у односу на конвенционалне мере, као и значај овакве анализе за реализацију програма ресторације хода прилагођеног индивидуалним потребама пацијента.

У петом поглављу је електромиографска (ЕМГ) анализа хода након možданог удара. Размотрене су синергије мишићних активација приликом хода пацијената са два различита асистивна средства (штап и моторизована ходалица). ЕМГ анализа је употребљена за поређење мишићних синергија пацијената са синергијама здравих испитаника и идентификовани су карактеристични дефицити.

У шестом поглављу је приказан збирни преглед постигнутих резултата и изведених закључака.

У седмом поглављу дате су препоруке за будући рад.

У прилогу су описане: фазе хода, принцип рада сензора силе, преглед система за мерење притиска и силе у виду улошка за ципелу, метод анализе принципијелних компоненти и мишићне синергије доњих екстремитета.

1. УВОД

Мождани удар

Мождани удар је последица престанка исхране кортикалних и субкортикалних структура. Узрокован је поремећајем циркулације крви у мозгу, услед наглог прекида протока крви у крвном суду (мождани инфаркт, исхемија) или услед пуцања крвног суда (мождано крварење, хеморагија).

Чак 85% свих можданих удара проузроковани су зачепљењем крвног суда [1], што за последицу има недовољан прилив кисеоника и исхрањеност једног дела мозга који после краћег времена одумире. Мождано крварење је ређи али и тежи облик можданог удара код кога пуцање крвног суда и изливање крви у ткиво мозга или између можданих опни доводи до оштећења. У оба случаја поред директно захваћене регије, настају значајна оштећења и у другим структурама које су повезане са директно нападнутим регијама, а још више услед отицања можданих структура које спречава нормални проток крви.

Према извештају Светске здравствене организације, мождани удари представљају други по реду узрок смртности становништва у свету, после срчаног инфаркта. Иако нема прецизних података, процењује се да је у Србији мождани удар први по реду узрок смртности код жена и други код мушкараца. Мождани удар, у случајевима у којима пацијент преживи, оставља трајну онеспособљеност за нормални живот.

Популација пацијената са можданим ударом је веома хетерогена група. Готово да се може рећи да је сваки мождани удар донекле засебан случај, проузрокован великим бројем различитих фактора који се често не могу јасно идентификовати. Размере оштећења зависе и од стране мозга која је погођена али и од општег стања организма у том тренутку. У најчешће факторе ризика спадају: хипертензија, породична историја болести, атријална фибрилација,

хиперлипидемија, дијабетес, стрес, претерано конзумирање алкохола, гојазност, пушење и болести коронарних артерија.

Мождани удар у својој основи обједињује оштећења која значајно утичу на све сегменте живота (физике, менталне, емоционалне промене). Управо због тога, рехабилитација, као сложени процес оспособљавања за самосталан живот и рад, заузима посебно место.

Типови можданог удара

Исхемијски мождани удар настаје услед прекида протока крви у одређеном делу мозга. Прекид протока узрокује престанак снабдевања можданог ткива кисеоником и хранљивим материјама што, у трајању од неколико минута, доводи до смрти ћелија и неповратног можданог оштећења. Постоје различити типови исхемијског можданог удара, и ту спадају: тромботички, хемодинамски, емболијски и лакунарни [2].

Тромботички мождани удар настаје услед тромботичке оклузије у још раније суженој можданој или вратној артерији. У зависности од величине артерије, али и од развијености колатералне циркулације зависи и тежина самог можданог удара. Најчешће се јавља код особа са развијеним факторима ризика као и код особа старије животне доби. Одликује га постепени развој симптома, са почетном слабашћу у горњим екстремитетима, која се затим шири и захвата доње екстремитете или лице.

Хемодинамски мождани удар настаје у крајњим, граничним артеријским подручјима и то: предњем – између предње и средње мождане артерије или задњем – у граничном подручју средње и задње мождане артерије. Најчешће га узрокују већ постојећа атеросклеротична сужења екстракранијалних и/или можданих артерија, генерална хипоксија и смањени минутни волумен срца (нпр. срчана декомпензација).

Емболијски мождани удар. У случају емболијског можданог удара, емболус формиран негде у телу, а најчешће у срцу (кардиогена емболија) путује

кроз крвоток до мозга, док не дође до артерије довољно уске да се у њој заглави. Блокирајући артерију у коју је доспео, изазива мождани удар. Наступа нагло, са максималним развојем неуролошког дефицита. Најчешће је последица различитих срчаних болести и поремећаја (аритмије, стања након срчаног инфаркта, болести срчаних залисака, итд.).

Лакунарни инфаркти. Подразумевају оклузије мањих артерија, пречника 0,5 до 15 мм, локализованих у дубоким деловима хемисфера великог мозга. Изазвани су дегенерацијом зида дубоких, пенетрантних крвних судова мозга. Клинична слика укључује нагло насталу хемипарезу, деменцију, дизартрију, дезинхибован плач и смех, ход ситним корацима и уринарну инконтиненцију.

Хеморагијски мождани удар је проузрокован је пуцањем можданих крвних судова које је праћено изливањем крви у мозак, а карактеришу га драматичан клинички развој и симптоми. Као последица овог можданог удара јављају се: главобоља, краћи или дужи губици свести, повраћање као и брза прогресија неуролошких испада. Узроци могу бити најразличитије болести које утичу на крвне судове, међу којима су и висок крвни притисак и церебрални анеуризми. Разликујемо два типа: интрацелуларну (ИЦХ) и субарахноидалну хеморагију (САХ).

Интрацелуларна хеморагија (ИЦХ) подразумева крварење из крвних судова самог мозга. Његов најчешћи узрок је хипертензија.

Субарахноидална хеморагија (САХ) представља продор крви из субарахноидалног у интрацеребрални простор, најчешће узроковано руптуром церебралне анеуризме или неуротраумом [3].

Карактеристике хода након можданог удара

Оштећења моторних неурона и путева централног нервног система преваходно резултују поремећајем вољне контроле покрета, мишићне снаге и тонууса, координације моторних образаца, баланса и поремећаја перцепције.

Поменути недостаци у великој мери онемогућавају извођење уобичајених моторних образаца (синергија) у одговарајућем тренутку и одговарајућим интензитетом. Ове абнормалне синергије доводе и до промена у ходу које је могуће сагледати са различитих аспеката.

У наставку ће укратко бити описане најчешће просторно-временске и кинематичке карактеристике, карактеристике контроле постуре и мишићног система након можданог удара.

Просторно-временске карактеристике

У поређењу са здравим обрасцем хода, ход након можданог удара се одликује смањеном брзином и каденцом, краћом дужином корака и дужим трајањем целокупног циклуса хода [4-8]. Дефицити моторне контроле, баланса и немогућност пребацивања тежине преко паретичне ноге, узрокују појаву асиметрије [9]. Фаза ослонца паретичне и непаретичне ноге траје дуже и чини већи проценат укупног трајања циклуса хода у поређењу са здравима. Фаза ослонца непаретичне стране је дужа од фазе ослонца паретичне стране, и чини већи проценат од укупног трајања циклуса хода. Такође, знатно већи део циклуса хода се проводи у фази двоструког ослонца.

Кинематичке карактеристике

Губитак селективне контроле једна је од најзначајних карактеристика моторног система након можданог удара. Немогућност управљања појединачним зглобовима има за последицу појаву абнормалних синергија које у великој мери ометају моторно понашање [10].

Веома честа манифестација поремећаја моторне контроле је смањена и одложена флексија колена у фази замаха. С обзиром да је нога тада адукована и у положају екстензије, њено пребацивање је отежано, са честим запињањем стопала о подлогу. Самим тим, током ходања, пацијент покреће паретичну ногу полукружно и у страну па долази до стварања компензационих механизма: циркумдукције и подизања кука паретичне ноге [11].

Студија спроведена над 19 одраслих субјеката са дијагнозом хемиплегије, показала је да су уобичајене кинематичке карактеристике хода након можданог удара:

- 1) Смањена флексија кука при иницијалном контакту са подлогом и током фазе замаха, а повећана приликом одизања ноге
- 2) Повећана флексија колена при иницијалном контакту са подлогом, а смањена у фази замаха и приликом одизања ноге
- 3) Повећана плантарна флексија чланка при иницијалном контакту и током фазе замаха, а смањена приликом одизања ноге [8].

Због тога се третман хемиплегичних пацијената са лошом селективном контролом усмерава ка вежбама за одабране изоловане покрете зглобова, ради елиминације постојећих синергистичких шема и враћања на „здраву“ шему хода.

Контрола постуре

Поред проблема са покретањем и управљањем доњим екстремитетима, у великом броју случајева, пацијенти са хемиплегијом имају додатних потешкоћа са контролом постуре. Контрола постуре подразумева радње одржавања или успостављања равнотеже током различитих положаја тела и при разним активностима [12]. У дефиците који се најчешће срећу спадају већи померај тела из вертикалног положаја (postural sway) и измењена шема расподеле тежине тако да се мање тежине преноси на паретичну ногу. Контрола постуре представља предуслов за обављање свакодневних дневних активности, и као таква има приоритет при спровођењу рехабилитационе терапије. Вежбе које побољшавају снагу, координацију, опсег покрета и проприоцептивни фидбек, позитивно утичу на постуралну стабилност, развој динамичке равнотеже а самим тим и на квалитет хода [13].

Карактеристике мишићног система

Са становишта мишића, мождани удар узрокује хипотонију (стање ниског мишићног тонууса) и арефлексију (одсуство неуролошких рефлекса). Затим читав процес уобичајено напредује до стадијума спастичне хемипарезе која укључује неколико појава: спастичитет, измењене рефлексе, као и парезу, делимичну

одузетост која се манифестује у виду смањене мишићне снаге и мишићне слабости.

Мишићна слабост се огледа у немогућности пацијената да генеришу нормалне нивое мишићне силе [14], што чини задатке одржавања баланса, иницирања покрета и контролу покрета током извођења, изузетно тешким, некада и немогућим [15].

Физиолошке промене паретичних мишића и њихових моторних јединица, абнормалне шеме мишићних активација, повећан пасивни тонус и измењена моторна контрола доводе до појаве девијација хода. Најчешће су присутне промене у карактеристичним тренуцима активације мишића као и у њеном укупном трајању. Абнормална коактивација антагонистичких мишића ногу утиче на крутост зглобова и узрокује проблеме одржавања равнотеже тела [16].

Електромиографска анализа непаретичне ноге показала је да се у великом броју случајева абнормалности, осим на паретичној нози, могу видети и на непаретичној нози, што се објашњава компензационим механизмима контроле [17].

Синергије након можданог удара

Синергије су биолошки уграђене координације између основних кретања сегмената. Њихово постојање се сматра неуралном стратегијом централног нервног система којом се поједностављује контрола великог броја степени слободе тела [18]. Сматра се да настају као резултат самообучавања и специфичности повезивања у природној неуралној мрежи. Формиране су на основу унутрашње селекције сензорских информација, активирају се са избором циља и зависе од тренутног стања унутрашње и спољашње средине.

Реч „синергија“ потиче од грчке речи *synergos*, са значењем „радити заједно“. У најопштијем смислу означава скуп два или више координисаних

елемената, који функционишући заједно производе резултат који појединачним деловањем не би био могућ.

Ипак, у различитим научно-истраживачким областима медицине, појам „синергија“ се различито тумачи. У истраживањима нервног система, моторне синергије се сматрају потенцијалном стратегијом централног нервног система којом се, при реализацији покрета, поједностављује процес координације великог броја степена слободе мишићно-скелетног система [19-24]. Са становишта биомеханике, синергијама се најчешће сматрају координисана деловања зглобова и мишића ради постизања постављеног циља [25]. У оквиру клиничке неурорехабилитације, моторне синергије се најчешће дефинишу као стеротипни покрети читавог екстремитета који указују на губитак независне контроле зглобова и ограничену могућност њихове координације [26]. Шеме кретања тиме постају мање адаптивилне, отежавајући извођење великог броја функционалних моторних задатака. У оквирима неурорехабилитације, синергије хода се сматрају нежељеним ефектом а терапија за циљ има „разбијање синергија“ [27;28]. Ове синергије се у одређеним изворима називају и „облигаторним“ [29], а најосновнија подела је на синергије флексије и синергије екстензије (табела 1.1).

У случају горњих екстремитета, као најчешћи синергистички обрасци, наводе се:

1) синергија флексије (ретракција и подизање лопатице, абдукција и екстерна ротација рамена, флексија лакта, супинација подлактице и флексија зглоба и прстију руке).

2) синергија екстензије (протракција лопатице, адукција рамена и интерна ротација, екстензија лакта, пронација подлактице и флексија зглоба и прстију руке)

У синергистичке обрасце доњих екстремитета спадају:

1) синергија флексије (флексија, абдукција и екстерна ротација кука, флексија колена, дорзифлексија и инверзија чланка и дорзифлексија палца)

2) синергија екстензије (ектензија, адукција и интерна ротација кука, екстензија колена, плантарна флексија и инверзија чланка и плантарна флексија палца).

Табела 1.1 Синергистички обрасци доњих и горњих екстремитета. Преузето из {[29]}.

СИНЕРГИСТИЧКИ ОБРАСЦИ ЕКСТРЕМИТЕТА		
Екстремитети	Елементи синергије флексије	Елементи синергије екстензије
Горњи	ретракција и подизање лопатике абдукција и екстерна ротација рамена флексија лакта супинација подлактице флексија зглоба и прстију руке	протракција лопатике адукција рамена и интерна ротација екстензија лакта пронација подлактице флексија зглоба и прстију руке
Доњи	флексија, абдукција и екстерна ротација кука флексија колена дорзифлексија и инверзија чланка дорзифлексија палца	ектензија, адукција и интерна ротација кука екстензија колена плантарна флексија и инверзија чланка плантарна флексија палца

Данас се у литаратури може пронаћи неколико генералних класификација синергија паретичне ноге. Синергија која се лако уочава и често је присутна у различитим студијама, је еквиноварусни ход (equinovagus), ход са еквиноварусним поремећајем стопала, када је оно орјентисано прстима на доле и ротирано ка споља [30]. Друга преовлађујућа синергија је екстензорска синергија, која се дефинише као коконтракција већине мишића ноге током готово читаве фазе ослонца. Као последица, ход пацијената са екстензорском синергијом је спорији, а фаза ослонца непаретичне ноге је знатно дужа од фазе ослонца паретичне ноге [31;32]. Према једном од постојећих критеријума [33], класификација синергија извршена је на следећи начин:

1. Еквинусна синергија – превремена активација мишића задње стране потколена

2. Паретична синергија - два или више мишића који су неактивни или недовољно активни
3. Рефлексна коактивација – већа група мишића или сви мишићи, симултано активни током одређених делова циклуса хода
4. Комплексна синергија – синергија која се ређе јавља, и не спада ни у једну од претходних група

Упркос чињеници да је ход по својој природи билатерална и реципрочна радња, мало је студија у којима се анализирају синергије обе ноге [31;34]. Добијени резултати о измењеним синергијама непаретичне ноге интерпретирају се као компензација измењене моторне контроле паретичне ноге. У измењене синергије непаретичне ноге спадају пре свега продужена трајања мишићне активности и њихова симултана активност током фазе ослонца.

Идентификација абнормалних синергија уобичајено се врши приликом покушаја пацијента да изведе вољни покрет минималног интензитета или испитивањем његових рефлекса. Важно је поменути и то да се абнормалне синергије код различитих пацијената различито манифестују. Чест је случај да пацијенти имају само неке од горе поменутих синергијских шема, док се одређени зглобови и даље могу изоловано контролисати.

Са друге стране, одређене аспекте здравих синергија је могуће искористити за унапређење постојеће моторне функције. На пример, флексија прстију када је зглоб у екстензији и обрнуто, њихова екстензија када је зглоб у флексији, је синергија од кључног значаја за функционисање и координацију шаке као целине [35].

Тестови за процену опоравка на бази синергија

Квалитативни описи промена у моторним синергијама након можданог удара могу се пронаћи у оквиру Сигне Брунстром методе и Бобат концепта рехабилитације [27;36]. Акутни пацијенти се најпре могу померати само у оквиру стереотипних синергистичких шема. Касније, у корак са њиховим опоравком иде и могућност извођења све комплекснијих покрета у више праваца. На основу квалитативних скала, развијени су и квантитативни тестови за оцену опоравка.

Један од најпознатијих и најчешће коришћених тестова, Фугл-Мајер-ова скала, користи се за процену абнормалних синергија горњих и доњих екстремитета и као мера сензорномоторног опоравка [37]. Иако веома практичне и често коришћене, квантитативне величине промена патолошких синергија током опоравка од шлога не пружају добар увид у саме механизме опоравка па могу навести и на погрешан закључак [38].

У овој тези биће приказана карактеризација промена у синергијама хода на основу праћења кинематичких и динамичких параметара. Биће размотрене промене настале као последица можданог удара али и промене које настају током самог рехабилитационог поступка. Посебан осврт биће направљен на то у којој мери промене у синергијама указују на квалитет опоравка, а самим тим и на квалитет коришћене терапије. Такође, биће размотрена могућност праћења самог тока рехабилитације, односно, да ли постојеће абнормалне синергије нестају, или можда долази до стварања нових.

Преглед техника и терапија које се користе у рехабилитацији хода након можданог удара

У рехабилитацији хода након можданог удара најчешће се употребљавају: класичне рехабилитационе технике (принцип неурофизиолошког и моторног учења), роботске направе, моторно учење појачано применом повратних спрега (нпр. *brain-computer interface* - *BCI*) и функционална електрична стимулација (ФЕС).

Оно што је заједничко наведеним техникама јесте сам принцип, по коме се поновним учењем и интензивним вежбањем покрета заправо циља на централни нервни систем, при чему се процес рехабилитације одиграва захваљујући механизмима неуралног пластицитета. Иако су сами механизми опоравка још увек прилично непознати, кроз праксу се показало да овај принцип даје добре резултате.

Класичне (конвенционалне) рехабилитационе технике.

Неурофизиолошке рехабилитационе технике. Физиотерапеут подржава пацијента у извођењу исправних шема покрета, и доноси важне одлуке о току рехабилитације док је сам пацијент пасивни учесник [39]. Једна од најпознатијих и најраспрострањенијих техника ове групе је Бобат метода [40].

Технике моторног учења. Насупрот техникама неурофизиолошке рехабилитације, ове технике подразумевају активно учешће пацијента [41]. Састоје се из вежби којима се утиче на стратегије моторног учења и на тај начин подстичу опоравак. Оне подржавају принцип по коме се током рехабилитационог процеса, циљеви постављају у складу са потребама самог пацијента [42].

Рехабилитација уз асистенцију персоналних робота

Роботи специјалне конструкције постају све прихваћеније у рехабилитацији моторних дефицита горњих и доњих екстремитета, међу истраживачима али и клиничарима [43;44]. Основне предности оваквог приступа су прецизна контрола асистенције и отпора током тренинга, добра поновљивост, објективне и квантитативне мере перформанси субјекта као и могућност коришћења интерактивног фидбека. Роботске направе смањују и количину асистенције која је пацијенту потребна од стране физикалног терапеута. Када су у питању рехабилитационе стратегије, роботске направе се најчешће користе при извођењу специфичних репетитивних покрета за које се сматра да доприносе мишићној снази, координацији и поновном учењу покрета пацијената [45;46]. Ови роботски системи представљају електромеханичка помагала за ход, и то у форми: покретних трака са суспензијом које редукују телесну тежину [47], крајњих ефектора робота као што је „*G-EO System*“ (Reha-Technologies, Germany, GT) [48] или електромеханичких егзоскелета, као што је *Locomat* [49].

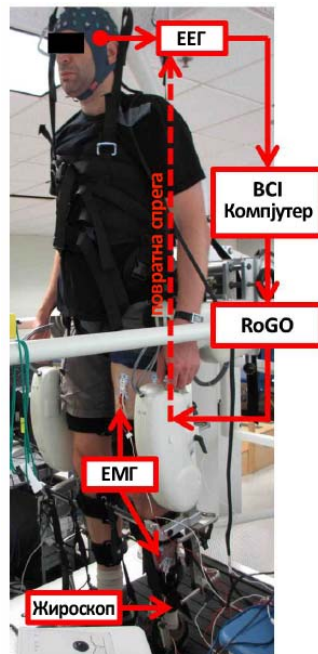


Слика 1.1 Роботски системи за рехабилитацију хода: покретна трака (GaitKeeper) са LiteGait подршком телу пацијента (слика лево), G-EO System (слика у средини) и Locomat (слика десно).

Системи за рехабилитацију на бази појачане повратне спреге и појачане активације кортикалних структура (*BCI*)

Ови системи подразумевају снимање, декодовање и превођење одређених неурофизиолошких сигнала у акцију ефектора или генерисање понашања [50]. Они представљају директну везу између мозга и компјутера, без учешћа периферних нерава или мишића. Тиме је омогућена комуникација и контрола без моторне активности корисника (пацијента). У *BCI* системима, неурофизиолошки сигнали мозга се у реалном времену трансформишу у компјутерске команде. Постоји неколико различитих метода детекције и мерења можданих сигнала у зависности од њихове природе. За снимање електричних поља користе се: електроенцефалографија (*EEG*), електрокортикографија (*ECoG*) и интракортикални снимци помоћу појединачне електроде или низа електрода. За снимање магнетних поља, ту су: магнетоенцефалографија (*MEG*), функционална магнетна резонанца (*fMRI*), позитронска емисиона томографија (*PET*) и спектроскопија у близу инфрацрвеном спектру (*fNIRS*) [51;52]. Модулација сензорномоторних ритмова током замишљања моторне активности један је од тренутно највише коришћених неурофизиолошких феномена у истраживањима која укључују *BCI*. Замишљање покрета екстремитета ствара препознатљиве шеме у моторном кортексу, које је могуће детектовати поменутиим техникама. Оваквом

менталном симулацијом покрета, моторни кортекс се активира на сличан начин као приликом извођења тог покрета [53]. За сада се ове технике најчешће користе у комбинацији са класичним рехабилитационим техникама или сесијама које укључују роботе, а сматра се позитивно утичу на неуропластицитет [54]. На слици 1.2 је приказана ортоза *RoGO* контролисана ЕЕГ сигналама у реалном времену [55].



Слика 1.2 Ортоза „RoGO“ управљана ЕЕГ сигналама у реалном времену (преузето из [55]).

Рехабилитација уз асистенцију функционалном електричном стимулацијом (ФЕС)

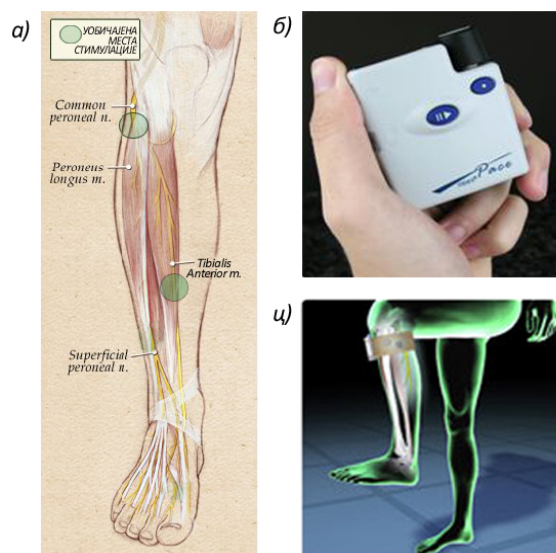
ФЕС је техника којом се електрична струја малог интензитета користи за ресторацију моторних функција изгубљених услед болести или повреде нервног система. Електрична струја се путем електрода доводи до мишића, где ствара акционе потенцијале у аксонима моторних нерава, генеришући тиме мишићне контракције [56] или у дендритима аферентних нерава којима генерише рефлексне одговоре мишића који су функционални. Истраживачки рад у области функционалне стимулације, сада већ дуг преко 50 година, резултовао је, између

осталог, безбедном стимулацијом нервно-мишићних структура, као и методама за модулисање снаге споља индукованих мишићних контракција. Данас се системи функционалне стимулације употребљавају за ресторацију функција горњих и доњих екстремитета, бешике и црева, као и респираторног система. Неки од ових система претворени су и у комерцијалне производе [57].

Системи на бази функционалне електричне стимулације за корекцију хода

Ресторација хода електричном стимулацијом представља истраживачку област којој се већ деценијама посвећује доста пажње. Истраживачки рад у овој области обухватио је различите популације, циљеве и приступе.

Први покушај ресторације покрета ФЕС-ом забележен је још 1961. године, када је развијена прва неурална протеза за корекцију падајућег стопала код пацијената са хемиплегијом, заснована на електричној стимулацији перонеалног нерва [58]. Наредних година, произведено је и тестирано још неколико једноканалних система електричне стимулације за стајање и ходање [59]. Поменути системи су се базирали на површинској стимулацији мишића тибјалис anteriора или перонеалног нерва (слика 1.3, лево). Прекидач у пети ципеле коришћен је као сензор за укључивање и искључивање стимулације.



Слика 1.3 Места стимулације (слика а)), Одсток стимулатор за падајуће стопало (слика б)), приказ система на нози (слика ц))

Међутим, услед технолошких ограничења, прве портабилне амбулаторне неуропротезе реализоване су тек 80-тих година са развојем више-каналних направа са микропроцесорском контролом [60-62]. Један од ових система, троканални преносиви стимулатор развијен је на Универзитету у Љубљани, Словенија [61]. Омогућавао је независну контролу три мишића, док је као сензор користио прекидач на пети бежично повезан са стимулатором. Корак даље направљен је развојем 6-каналног стимулатора који је осим могућности комплекснијих стимулационих профила пружао и могућност анализе параметара хода као што су број корака, средње време трајања корака, трајања фаза замаха и ослонца [63].

У следећој фази развијени су и имплантибилни системи у САД [64] и Љубљани (Словенија) [65]. Ови системи са стимулатором уграђеним у средишњи део бутине или задњи део листа, користили су епинеуралне или „каф“ (cuff) електроде за директну стимулацију перонеалног нерва и прекидач у пети за тригероване стимулације.

Неправилно постављене електроде, „лажно“ тригероване стимулације, бол узрокован стимулацијом као и механичка оштећења сензорских компоненти, само су неки од проблема који су пратили ове системе. Ипак, они су дали важан подстицај даљем развоју ФЕС система за рехабилитацију хода.

Да многи од ових проблема још увек нису решени, говори и чињеница о броју система који је постао комерцијално доступан. Ту се налази тек неколико стимулатора за корекцију падајућег стопала, међу којима су: *The Walkaide* [66], *The Odstock Footdrop Stimulator* [67], *The ActiGait* [68], *The STIMuSTEP* [69].

Данас се системи функционалне електричне стимулације укључују у процес рехабилитације још у акутној фази хемиплегије. Основна идеја је понављање покрета пуно пута да би се он „поново научио“ . За сада је показано да терапија пацијената која укључује ФЕС, позитивно утиче на брзину хода [56;70] и повећање мишићне снаге [71].

Највећи број савремених система електричне стимулације за корекцију хода ради на принципу копирања функција сензорно-моторног система

карактеристичног за здраве, не узимајући у обзир чињеницу да је контролу која се намеће потребно ускладити са постојећим функцијама, очуваним након можданог удара. Можда је управо то један од разлога због кога ни дан данас ови системи нису изашли из оквира клиничког тестирања, нити достигли статус комерцијалних производа.

Такође, систем са функционалном стимулацијом који би могао да се користи за терапију али и као свакодневна асистенација ходу, морао би да задовољи неколико услова. Да би пацијент могао да га користи код куће, он мора бити безбедан, преносив и једноставан за употребу, како би пацијент могао да га постави и користи самостално или уз минималну асистенцију.

2. ТЕХНИКЕ УПРАВЉАЊА ФУНКЦИОНАЛНОМ ЕЛЕКТРИЧНОМ СТИМУЛАЦИЈОМ

Ефикасна, аутоматска контрола функционалне електричне стимулације, која омогућава интеграцију са вољним покретом и успешно компензује постојеће патологије, је задатак који још увек није решен на задовољавајући начин.

Због тога се у клиничкој употреби најчешће срећу само релативно једноставни уређаји засновани на ручно генерисаним стимулационим секвенцама које се тригерују ручним прекидачем, или, у напреднијем систему, сензорским системом постављеним на тело субјекта. Овако генерисан ход, углавном је неефикасан, спор и брзо умара пацијента.

Унапређење контроле ФЕС система би омогућило њихову ширу примену у свакодневној кличкој пракси. На овом пољу истраживања, издвојила су се два доминантна приступа: управљање са повратном спрегом на бази детаљног модела хода, и сензорски управљана стимулација на бази неаналитичког модела.

Управљање на бази детаљног модела хода

У литератури се може пронаћи низ веома детаљних модела мишићно-скелетног система који се могу користити за моделовање кинематике и динамике хода [72;73]. Они су веома значајни за разумевање одређених концепата везаних за људски ход, основних принципа контроле и извођења покрета. Поред тога, често се користе и у оквиру система функционалне електричне стимулације. У том случају, контролер на основу грешке праћења задате трајекторије израчунава стимулационе параметре који ће довести до смањења те грешке. Међутим, модели који се овде користе су често и сувише детаљни и комплексни, и као такви нису директно применљиви за контролу стимулације у реалном времену. Они у себи садрже велики број параметара, од којих је многе тешко идентификовати. Ово је нарочито непогодно када модел треба прилагодити хемиплегичним пацијентима, чији су биомеханички параметри након можданог удара измењени, и додатно се мењају током процеса опоравка.

Сензорски управљана стимулација на бази неаналитичког модела хода

Други приступ контроли хода је управљање коначним аутоматима (finite state control), системом са коначним бројем стања. Овај приступ подразумева да је свако стање система одређено јединственом „ако-онда“ релацијом. У сваком тренутку, систем се може наћи у тачно једном стању. Прелазак система из једног стања у друго, иницира се одређеним догађајем дефинисаним у „ако“ делу релације. Идеја за примену ове методе настала је на основу једне од теорија везаних за механизме моторне контроле. Она се базира на схватању да је контрола хода од стране нервног система веома слична управљању коначним аутоматима. Према теорији базираној на сензорномоторној хипотези [74], централни нервни систем управља ходом тако што претвара сензорне улазе у одговарајуће моторне излазе. Сматра се да су рефлексне информације у стању да активирају моторне програме, или да изазову прелазак система из једног у друго стање (нпр. из фазе ослонца у фазу замаха). Тада је уместо темељног знања о функционисању биолошког контролера који управља ходом, чији су механизми још увек велика непознаница, довољно мапирати његово функционисање, одређеним бројем релација улаз-излаз.

Управљање људским ходом базирано на коначним аутоматима први пут је предложено 60-тих година прошлог века, у студијама из поља кибернетике [75;76]. С обзиром на природу хода, коју карактерише секвенцијално извођење шема покрета [77], избор ове методе је био крајње логичан. Овај концепт је најпре заживео као метода за управљање ходом робота, али је недуго затим примењен и у оквиру неуралне протезе за рехабилитацију људског хода [78].

Данас је примена ове методе управљања у рехабилитацији хода веома честа. Користи се за управљање неуралним протезама за рехабилитацију паралигичног хода [79;80], као и у оквиру система за корекцију падајућег стопала [81]. У почетку је база правила за контролу прављена ручно [82] али се временом прешло на коришћење техника машинског учења [83].

Технике машинског учења и њихова примена у рехабилитацији хода

Технике машинског учења, у најопштијем смислу, представљају рачунарску симулацију процеса учења, у оквиру кога „учење“ може бити: резултат процеса тренирања у коме се моделују релације између датог улаза и одговарајућег излаза, или резултат аутономног самоорганизујућег процеса. Њихова основна карактеристика је способност решавања проблема заснованих на великим скуповима високодимензионалних података, које превазилазе могућности људског експерта.

Примена техника машинског учења у рехабилитацији пацијената, може се све чешће наћи у литератури. Оне су постале статистички алат који се често користи за: предикцију дијагнозе, класификацију различитих типова хода, управљање електричном стимулацијом, доношење одлука о рехабилитационом поступку.

Једна од првих примена техника машинског учења била је примена неуралних мрежа за анализу опоравка пацијената [84]. У овој студији, неуралне мреже коришћене су за предвиђање функционалног опоравка, дужине боравка у болници и трошкова лечења пацијената са фрактуром кука. Помоћу неуралних мрежа реализовани су и дијагностички системи, међу којима су и систем за рану детекцију актуног možданог удара [85], предикцију исхода терапије [86], као и предикцију морталитета пацијената са možданим ударом [87].

Могућности анализе велике количине података, инхерентног нелинеарног мапирања, као и кратко време процесирања, само су неке од особина неуралних мрежа које их чине погодним за анализу параметара хода. Такође, уколико су доступни адекватни подаци, помоћу њих је могуће моделовати било какву зависност која постоји између променљивих хода. У оквиру анализе хода, оне се најчешће примењују за класификацију различитих типова хода, у биомеханичком моделовању као и за предикцију променљивих и параметара хода.

Једна од првих студија у којој су неуралне мреже употребљене као класификатори била је студија [88] у којој је стандардна структура мреже са

једним скривеним слојем коришћена за разликовање здравих од патолошких шема хода. Мрежа је вршила класификацију са успешношћу од 95%.

Аутоматизована класификација патолошких шема хода, нашла је своју примену код најразличитих група пацијената. Између осталог, она се данас користи за препознавање поремећаја хода у случају мултипле склерозе [89], церебралне парализе [89;90], шлога [91] и Паркинсонове болести [92].

Покушај категоризације пацијената са хроничном хемиплегијом, на групе са сличним дефицитима хода, помоћу хијерархијске кластер анализе, резултовао је са три подгрупе пацијената сличних функционалних карактеристика [93]. У [91], упоређене су три различите методе за класификацију шема хода пацијената након можданог удара. Неуралне мреже показале су се као супериорне у поређењу са квалитативним тестом и анализом екстремних вредности углова зглобова. Ова и њој сличне методе омогућавају усмеравање терапије и њено прилагођавање потребама пацијената.

Технике машинског учења у оквиру ФЕС система

Технике машинског учења често се користе и за управљање функционалном електричном стимулацијом. Њихов основни задатак је детекција намере ходања и аутоматска идентификација фаза хода, али се користе и за фидбек контролу и адаптацију параметара стимулације.

Примена техника на детекцију фаза хода

Један од предуслова за пројектовање поузданог система за контролу функционалне електричне стимулације доњих екстремитета, свакако је и прецизна детекција специфичних догађаја у оквиру циклуса хода. Осим алгоритама базираних на елементарном процесирању сензорских сигнала (филтрирање, први и други извод, ниво прага), све чешће се употребљавају и различите технике машинског учења.

Метод индуктивног учења, коришћен у [83] показао се као веома ефикасан када је у питању контрола двоканалног ФЕС система. Детекција значајних

догађаја током хода параплегичних пацијената применом фази логичког модела, приказана је у [94]. Закључено је да је коришћени фази модел у овом случају супериорнији од стандардне нерекурентне неуралне мреже.

Специфична група неуралних мрежа, под називом адаптивне логичке мреже (АЛМ), често се користи у рехабилитацији пацијената оболелих од можданог удара. У односу на класичне неуралне мреже, ове мреже су пре свега компјутационо ефикасније и дају резултате које је једноставније интерпретирати. У [95], АЛМ коришћене су упоредо са методом грубих скупова (Rough Sets), за детекцију пет различитих фаза нормалног хода. На основу акцелерометра постављеног на потколелу, вршена је детекција фаза у реалном времену са тачношћу у границама од 86% до 91%.

Детекција шест фаза хода на основу сила реакције подлоге и скривених Марковљевих модела, приказана је у [96]. Фазе хода детектоване овом методом, упоређене су са излазом фази логичког модела. Аутори су дошли до закључка да се приказана метода може користити као дијагностичко средство као и за евалуацију рехабилитационог третмана.

Осим употребе вештачких сензора, за препознавање фаза хода често се користе и ЕМГ сигнали у комбинацији са различитим техникама машинског учења. Детекција фаза хода из мишићних активности доњих екстремитета помоћу фази инферентног система на бази адаптивне мреже (*ANFIS*) показала се као довољно прецизна и робустна за примене у оквиру система електричне стимулације [97].

Примена техника на управљање стимулацијом

У великом броју радова показано је да се техникама машинског учења може значајно унапредити контрола хода [98-104]. Неуралне мреже са радијалним базним функцијама, коришћене су у [98] за контролу ФЕС-а осам мишића параплегичних субјеката. Генерисање правила за контролу изведено је помоћу два елемента: просторног модела параплегичног хода и неуралних мрежа које су обезбедиле мапирање шема мишићних активација и кинематике. У студији је

упоређено аутоматско управљање и управљање ручним прекидачем. Показало се да аутоматско управљање ходом обезбеђује ефикаснију контролу и бржи ход.

Неуралне мреже употребљене су и у оквиру система за корекцију падајућег стопала [99]. У овој студији, јачине електричне струје за стимулацију коригована је на основу неуралних мрежа и фази-фидбек контроле. Фази контролер врши оптимизацију компензовањем грешака у праћењу путање које се добијају поређењем излаза неуралне мреже и сензора позиције на паретичној нози пацијента. Након тестирања на четири субјекта, средња квадратна грешка и средња вредност грешке су коришћењем овог метода, сведене на минимум. У литератури се фази контрола електричне стимулације може пронаћи и у студијама које не подразумевају електричну стимулацију ходања, већ имплементирају ФЕС у нешто другачије активности које подстичу опоравак. Тако наилазимо на фази контролу електричне стимулације за стајање [100] као и фази контролу електричне стимулације у оквиру вежбе веслања за параплегичне пацијенте [101].

Студија детекције фазе замаха и ослонца помоћу адаптивних логичких мрежа (АЛМ) [102], прерасла је у систем за корекцију падајућег стопала у реалном времену [103]. Захваљујући адаптивним рестрикционим правилима (АРР), која се динамички мењају током употребе система, добијен је безбеднији и поузданији систем електричне стимулације.

Поређење техника машинског учења са становишта ефикасности генерисања правила за ФЕС контролер, дато је у [104]. Вишеслојни перцептрон са модификованим алгоритмом пропагације уназад, фази инферентни систем на бази адаптивне мреже и комбинација индуктивног учења и мреже са радијалним базним функцијама, коришћени су за предикцију мишићних активности на основу претходних вредности сензорских сигнала. Осим начина генерисања правила, додатни критеријуми за поређење били су: могућност генерализације, компјутациона комплексност и стопа учења (learning rate). *ANFIS* мрежа дала је сет са минималним бројем правила, веома експлицитним и прегледним, док је најбољу генерализацију показала комбинација индуктивног учења и РБФ мреже.

Неурална мрежа која на улазу има електромиографске сигнале приказана је у [105]. Контролер на бази ове неуралне мреже управља стимулацијом на основу временских серија ЕМГ сигнала вољно контролисаних мишића. Поред тога, мрежа врши анализу ЕМГ активности снимљених на месту стимулације, и на основу ових сигнала детектује наступање замора мишића.

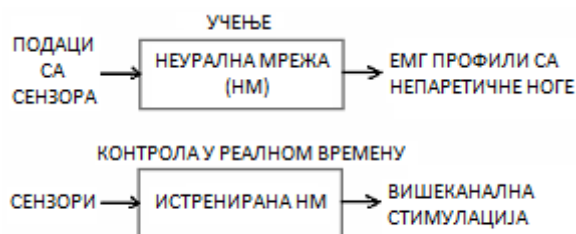
Мапирање сензорске репрезентације хода и мишићних активности мишића за контролу хода¹

У овом поглављу размотрене су технике машинског учења помоћу којих би се потенцијално реализовала шема управљања функционалном електричном стимулацијом у оквиру асистенције ходу особа након можданог удара. Крајњи циљ је реализација сензорски управљане стимулације, мапирањем сигнала прикупљених са сензора током хода на одговарајуће мишићне активности мишића који покрећу зглобове колена и чланка. Анализиране су две технике машинског учења са могућношћу предикције временских серија: нелинеарна ауторегресивна неурална мрежа (*NARX*) и фази инферентни систем на бази адаптивне мреже (*ANFIS*). За предикцију мишићних активација непаретичне и паретичне ноге, коришћени су акцелерометарски и жироскопски сигнали непаретичне ноге. Мреже су упоређене са становишта минималног броја сензора потребног за прецизну предикцију, грешака у одређивању временских догађаја, броја лажних детекција и могућности генерализације.

Синергистичка контрола коју овде предлажемо базира се на black-box моделу приказаном на слици 2.1. Улазни сигнали су сигнали са сензора који карактеришу геометрију, кинематику и динамику тела (стање система), док су излазни сигнали шеме мишићних активација (актуација) непаретичне ноге. Процедура се састоји из оф-лајн тренинга неуралне мреже (НМ) и употребе тако добијеног мапирања за контролу функционалне електричне стимулације у

¹ Адаптирано из рада: I.Milovanovic, D. B. Popovic, „Mapping of sensory representation of walking and EMG of prime joint movers: control of functional electrical stimulation.“ In: 10th Symposium on Neural Network Applications in Electrical Engineering, NEUREL 2010, 23-25 September 2010, Belgrade, Serbia, pp. 7-10.

реалном времену. Овај метод реализује контролу преко скупа „ако-онда“ релација, помоћу којих се дефинишу стања система. У произвољном тренутку, мерења са сензора чине јединствену сензорску шему (стање система) која се доводи у везу са одговарајућом моторном активношћу (мишићне активације). Скуп свих мапирајућих релација чини базу знања. Овакав приступ захтева од корисника повремену модификацију контролног алгоритма, итеративно, током тренинга, у складу са очекиваним променама активационих шема мишића непаретичне ноге услед опоравка хода.



Слика 2.1 Шема предложеног модела контроле

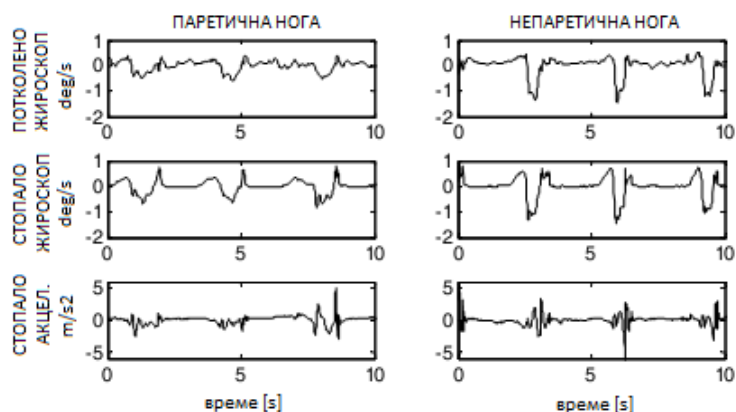
С обзиром на широки спектар различитих моторних дефицита који се могу наћи код пацијената са хемиплегијом, база знања мора бити или јако велика, не би ли покрила све могуће случајеве, или прављена за сваког пацијента појединачно. Уколико би генерисање правила било аутоматизовано, техникама машинског учења, било би могуће правити индивидуалне базе знања.

Циљ ове студије било је истражити могућност генерисања правила за контролу хода пацијената са хемиплегијом, мапирањем сензорске репрезентације хода добијене на основу практичних, носивих, сензора, на мишићне активности мишића укључених у најугроженије функције хода - контролу колена и чланка.

У литератури се могу пронаћи сличне анализе, које су у себе укључиле различите симболичке и конекционистичке технике машинског учења. Методе индуктивног учења коришћене су у [106] и [107] за предвиђање мишићних

активности на основу сигнала са гониометара и сензора силе. У студији [104] је упоређено неколико техника машинског учења, укључујући неуралне мреже радијалне основе (RBF networks) и фази инферентни систем на бази адаптивне мреже (ANFIS), за предикцију мишићне активности флексора колена и угла у колону.

Иако се сензори силе веома често користе за репрезентацију хода [106-109], наша намера је била да их комплетно елиминишемо из процедуре, због њихове склоности ка ломљењу и непоузданости. Због тога је одабран скуп сензора састављен од жироскопа и акцелерометара, на основу студије у којој се тврди да линеарна убрзања стопала и угаоне брзине стопала и потколена заједно носе исту количину информације као сензори силе [110]. За контролне сигнале одабрани су сигнали снимљени са непаретичне ноге, због боље поновљивости, већих промена амплитуде и мање изобличености у односу на сигнале са паретичне ноге (слика 2.2).



Слика 2.2 Репрезентативни снимци три узастопна корака снимљена на паретичној и непаретичној нози субјекта са хемиплегијом

За потребе реализације базе знања за управљање коначним аутоматима, упоредили смо две технике машинског учења са могућношћу предикције временских серија. Ово је од нарочите важности за управљање у реалном времену, када командни сигнал мора предњачити мишићној активности за око 100

ms, што је време које протекне од појаве стимулационог импулса до тренутка генерисања мишићне силе. Упоређене су: нелинеарна ауторегресивна неурална мрежа (*NARX*) и фази инферентни систем на бази адаптивне мреже (*ANFIS*). Мапирање је извршено између сензорских сигнала са непаретичне ноге и мишићних активација мишића обе, паретичне и непаретичне ноге.

Методe и материјали

Субјекти. У студији је учествовало пет субјеката са хемиплегијом. Субјекти су одабрани на основу следећег критеријума: унилатерална слабост, способност самосталног ходања минималном дужином од 10m, са или без асистивног уређаја/подршке терапеута и способност да разумеју и прате инструкције. Пре снимања, сви субјекти су потписали информисану сагласност.

Протокол. Сви коришћени подаци прикупљени су током сукцесивних пролазака пацијената дуж праве путање дуге 10 метара. Субјекти су замољени да сами одаберу брзину хода која им природно одговара. За кинематичка снимања коришћен је преносиви, више-сензорски систем, који у себи садржи модул за прикупљање, процесирање и пренос сензорских сигнала до главног рачунара [111]. Коришћена су четири инерцијална мерна уређаја (ИМУ) постављена на потколело и стопало обе ноге. Сваки ИМУ садржи у себи 3-осни жирокоп и акцелерометар. Приликом снимања сигнала, фреквенција одабирања је износила 100Hz.

Паралелно са снимањем кинематике, сниман је и површински ЕМГ са 4 мишића обе ноге: Тибисалис антериора (ТА), Гастрокнемијуса (ГЦ), Вастус латералиса (ВЛ) и Бицепс Фемориса (БФ). За снимање су коришћене GS 26 (Bio-Medical Ins.) електроде за једнократну употребу и Biovision ЕМГ-појачавачи. Припрема коже и постављање електрода обављено је у складу са препорукама „SENIAM“ протокола [112]. За аквизицију података коришћена је аквизициона картица NI USB-6008, повезана са Sony Vaio UX Premium рачунаром. Иста апаратура коришћена је и у [113]. Фреквенција одабирања електромиографских сигнала износила је 1000 Hz.

Снимљени подаци обрађени су помоћу Матлаб софтверског пакета након снимања, и тиме доведени у облик погодан за потребе алгоритама машинског учења. Ради екстраховања анvelope ЕМГ сигнала, оригинални сигнали су исправљени и филтрирани нископропусним филтром четвртог реда (Butterworth, $f_c=6\text{Hz}$). Применом амплитудског прага (threshold), добијен је бинарни сигнал чије вредности представљају стање мишића (1 – активан мишић, 0 – неактиван мишић). Мишић се сматрао активним уколико је вредност анvelope у датом тренутку већа од 20% максималне вредности сигнала.

Редукцијом фреквенције одабирања ЕМГ сигнала (децимацијом), учестаност ових сигнала је смањена на 100 Hz, а затим је извршена синхронизација два система.

Машинско учење.

Фази инферентни систем на бази адаптивне мреже (*ANFIS*)

ANFIS мреже представљају надградњу фази инферентног система Сугено-типа. Он је проширен хибридном алгоритмом за учење којим се идентификују параметри система. Овакав неурално-адаптивни метод учења практично представља процедуру фази моделовања којом се стиче знање о скупу података. У оквиру овог метода, рачунају се параметри функција припадности који фази инферентном систему омогућавају мапирање задатих парова улаз/излаз. Хибридни алгоритам којим се рачунају параметри функција припадности представља комбинацију алгоритма пропагације уназад и методе најмањих квадрата.

За потребе предикције временских серија, користили смо познате вредности сигнала до временског тренутка t . Улазни сигнал за мрежу формиран је мапирањем сензорских сигнала тако да су се у сваком одбирку улазног сигнала нашла три семпла сензорских сигнала: тренутна вредност и две претходне вредности (које претходе за 50 ms и 100 ms). На основу датог улазног сигнала, на излазу из мреже се добија стање мишића (активно/неактивно) које се јавља 100 ms од посматраног тренутка.

Реализовани фази инферентни систем садржао је у себи две генерализоване функције припадности у облику звона (по једну на сваком улазу), 64 фази правила и 484 параметра.

Нелинеарна ауторегресивна неурална мрежа (*NARX*)

NARX мреже су рекурентне динамичке мреже у оквиру којих постоји неколико слојева са затвореним петљама повратних спрега. Уобичајено се користе за моделовање временских серија. Уколико се реализују у паралелној структури, естимирани излаз мреже се повратном спрегом враћа на улазе мреже. Ове мреже се могу користити тако да им архитектура буде серијско-паралелна, и тада се прави излаз (тачна вредност сигнала уколико је доступна) враћа повратном спрегом уместо естимираног излаза. У овом случају, мрежу можемо посматрати као најједноставнију ацикличну (feed forward) неуралну мрежу и тренирати је алгоритмом пропагације уназад, ефикасније него било којим тренингом за динамичке мреже.

У студији је употребљена неурална мрежа са 10 неурона у скривеном слоју. Мрежа је тренирана у серијско-паралелној архитектури, пропагацијом уназад са Бајесовом регуларизацијом. Затим је враћена у оригиналну, паралелну структуру, и коришћена за итеративну предикцију излаза.

Обе мреже су најпре трениране и тестиране подацима са индивидуалних субјеката. Након тренирања, мрежа је тестирана сигнаlima са истог субјекта који нису били показани мрежи током тренинга.

У другој фази, испитивана је могућност генерализације мрежа. Мреже су трениране подацима једног субјекта, а тестирањем подацима другог.

Укупан број коришћених улазно-излазних парова износио је 3000, који су подељени у скупове од по 2000 парова за тренирање и 1000 парова за валидацију. Улазно-излазни парови су добијени на основу неколико пролазака истог субјекта задатом путањом. За предвиђање мишићне активности сваког појединачног мишића прављена је засебна мрежа.

Перформансе мрежа упоређене су на истом скупу улазно-излазних парова.

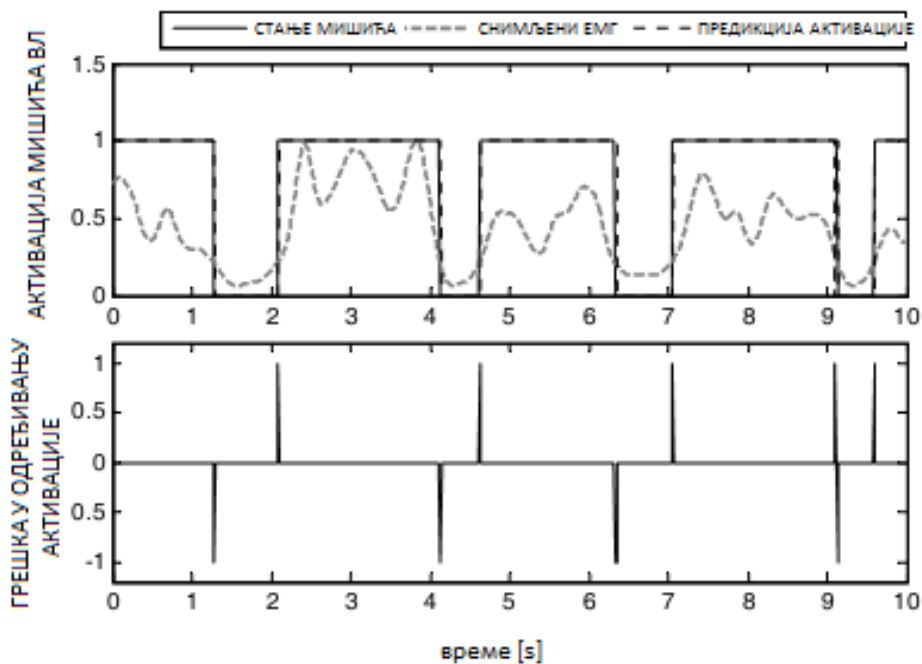
Мреже су упоређене са становишта:

минималног броја сензора потребног за тачну предикцију
грешака у одређивању тренутака наступања активног/неактивног стања
мишића
могућности генерисања итеративних предикција у трајању од 10 s
генерализације над различитим субјектима

Резултати

На сликама 2.3 и 2.4 приказан је излаз фази инферентног система на бази адаптивне мреже коришћеног за предикцију активности мишића вастус латералиса (екстензора колена). На горњем панелу приказано је поређење стања мишића (пуна линија) добијеног на основу постављеног прага на ЕМГ сигнале, и предикције добијене *ANFIS* мрежом. На доњем панелу приказане су грешке у одређивању карактеристичних временских тренутака излазне мишићне активности. За сва четири мишића добијени су слични резултати, па су средње вредности грешака, када се узму у обзир сви субјекти, представљене на слици 2.7.

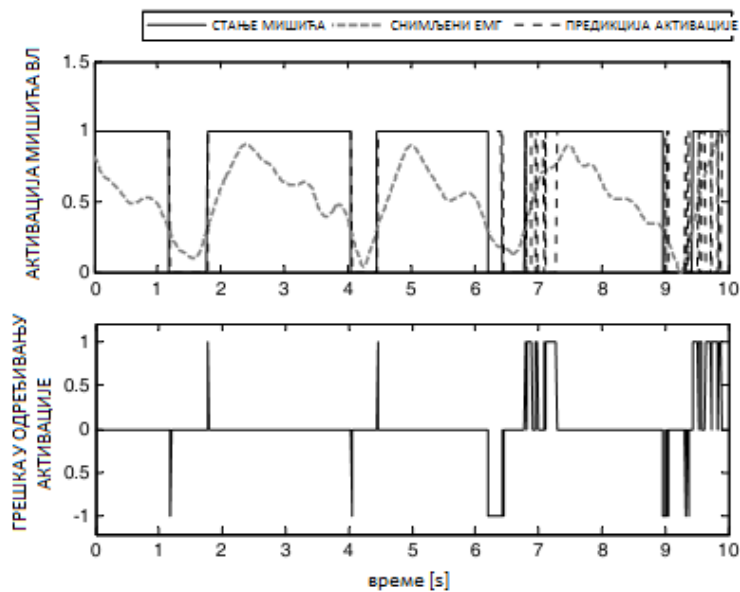
Када је мрежа валидирана подацима са истог субјекта, али корацима који нису коришћени током процеса тренирања, мрежа је вршила предикцију мишићне активности са великом тачношћу (слика 2.3). Грешке у предикцији у случају приказаног субјекта, за сва четири мишића, биле су мање од 50 ms, а у опсегу од 16 ms до 45 ms.



Слика 2.3 Резултати предикције мишићне активности мишића Вастус Латералис *ANFIS* мрежом, у случају када подаци за тренинг и тестирање потичу од истог субјекта

Мрежа је подједнако успешно вршила и итеративну предикцију наредних 100 ms мишићне активности током читавог периода тестирања од 10 s.

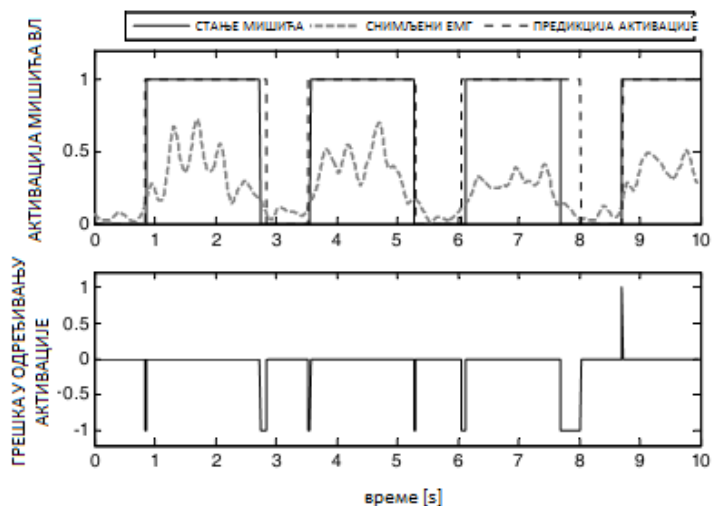
Приликом валидације мреже подацима са других субјеката, мрежа је током периода од 10 s давала исправан излаз неко време, од 1 – 5 s у зависности од мишића. Након тог периода, грешке у одређивању времена мишићних активација би се значајно повећале, као и број лажних детекција (слика 2.4).



Слика 2.4 Резултати предикције мишићне активности мишића Вастус Латералис *ANFIS* мрежом, у случају када се валидација врши подацима са другог субјекта (тест генерализације)

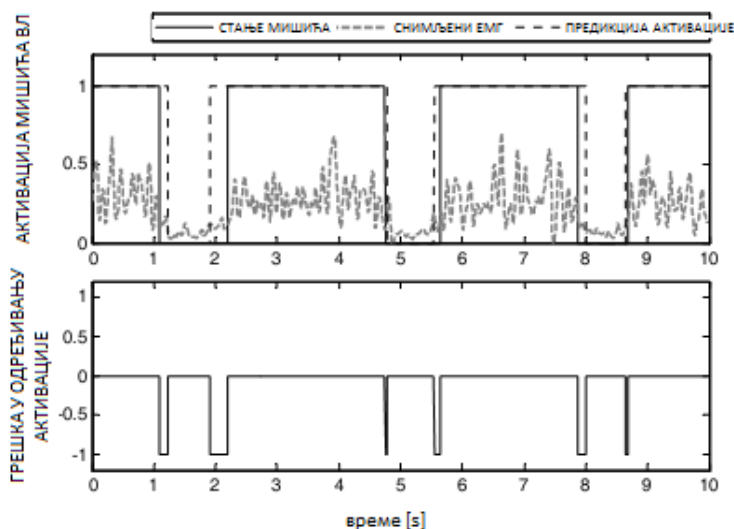
На сликама 2.5 и 2.6 приказани су резултати добијени валидацијом *NARX* мреже, када су за тестирање коришћени подаци са истог и различитог субјекта, респективно. Подаци за тестирање нису коришћени раније, током процеса тренирања.

Валидацијом *NARX* мреже подацима са истог субјекта, добијене су веће грешке у одређивању временских тренутака активација у односу на *ANFIS* мрежу. Добијене грешке биле су у опсегу од 22 ms до 110 ms, за сва 4 мишића (слика 2.5). Мрежа је вршила успешну предикцију будућих вредности током читавог периода тестирања.



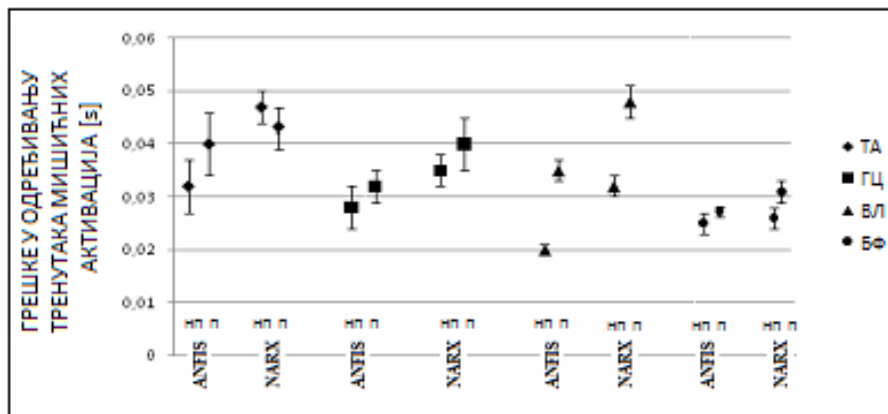
Слика 2.5 Резултати предикције мишићне активности мишића *Вастус Латералис* *NARX* мрежом, у случају када подаци за тренинг и тестирање потичу од истог субјекта

Када је мрежа тестирана подацима са других субјеката, показало се да је њена могућност генерализације боља у односу на *ANFIS* (слика 2.6). У овом случају, грешке у временима мишићних активација биле су нешто веће, у опсегу од 32 ms до 140 ms. Мрежа је била у стању да читав период од 10 s врши итеративну предикцију без лажних детекција.



Слика 2.6 Резултати предикције мишићне активности мишића *Вастус Латералис* *NARX* мрежом, у случају када се валидација врши подацима са другог субјекта (тест генерализације)

На слици 2.7 приказане су средње вредности грешака при одређивању тренутака мишићних активација израчунатих за четири посматрана мишића свих субјеката, са стандардном девијацијом. У питању су грешке добијене приликом тренирања и тестирања мрежа подацима са истог субјекта. Упоредили смо грешке приликом предикције тренутака мишићне активности непаретичне (нп) и паретичне (п) ноге.



Слика 2.7 Средње вредности грешака у времену мишићне активације мишића непаретичне (нп) и паретичне (п) ноге, израчунате на основу сигнала са свих 5 субјеката

Дискусија

У овој студији, упоредили смо две технике машинског учења за мапирање сензорске репрезентације хода на мишићне активности мишића покретача колена и чланка. Иако су обе мреже вршиле успешну предикцију мишићне активности 100 ms унапред, испоставило се да се оне знатно разликују у погледу броја неопходних сензора, грешака у одређивању временских тренутака мишићних активација, стабилности предикције и генерализацији.

Приликом одређивања минималног броја сензора потребног за добру предикцију, постављен је следећи критеријум: излаз мреже за одабрану комбинацију сензора, сме се разликовати од „тачног“ излаза за највише 50ms, и већина добијених грешака (бар 90%) мора бити у овом опсегу. Показало се да у случају *ANFIS* технике, минималан број сензора износи 2. Када смо покушали да даље смањимо број сензора на један, добили смо грешке предикције мишићног

офсет-а ван опсега задатог критеријумом. Комбинација жироскопа и акцелерометра постављених на стопало дала је најтачнију предикцију, али су и комбинације акцелерометра са стопала и било ког другог жироскопа такође радиле добро. *NARX* мрежа дала је сличне резултате приликом предикције са једног или два сензора, при чему је задовољавајући број грешака био у прописаним границама. Предикције на основу жироскопа стопала или потколена су дале задовољавајући резултат, док су предикције само на основу једног акцелерометра резултовале значајним грешкама.

Иако захтева већи број сензора, *ANFIS* мрежа врши предикцију са већом тачношћу. Тестирана подацима са истог субјекта, средња грешка предикције мишићне активности четири мишића била је у опсегу од 20 ms до 32 ms, у случају мишића непаретичне ноге, и у опсегу од 26 ms до 47 ms у случају мишића паретичне ноге (слика 2.7). Грешке *NARX* мреже у истим валидационим условима су биле веће, са средњим вредностима грешке од 28 ms до 40 ms, и од 31 ms до 48 ms за мишиће непаретичне и паретичне ноге, респективно (слика 2.7).

Стабилност предикције евалуирана је на основу излаза мреже током итеративне предикције мишићне активности у трајању од 10 s. *NARX* мрежа је била стабилнија, додуше са нешто већим грешкама предикције времена активација. *ANFIS* мрежа је вршила предикцију веома прецизно, док год су мишићна стања била слична једно другом. Након прве веће варијације, долазило би до појаве лажних детекција, а тачност предикције тренутака активације и деактивације мишића би значајно деградирала (слика 2.4).

Ова чињеница доста говори и о способности генерализације мрежа, с обзиром да се *NARX* мрежа боље адаптира на варијације мишићних стања, па је самим тим у стању да врши предикцију на основу података осталих субјеката са готово истом тачношћу (слика 2.6).

Мапирање сигнала на мишиће непаретичне и мишиће паретичне ноге, није се битно разликовало (слика 2.7). Грешке приликом мапирања на мишиће паретичне ноге су биле нешто веће, највероватније услед већих варијација у електромиографским подацима снимљеним на паретичној страни.

Закључак

Поређењем техника машинског учења, дошли смо до закључка да су обе методе применљиве за аутоматско генерисање правила, и да свака од њих има одређене предности. То значи да би технику машинског учења требало изабрати у зависности од циља који се жели постићи (нпр. минималан хардвер, минимална временска грешка, итд.)

Ради унапређења приказаног поступка покушали смо да пронађемо најбољу могућу сензорску репрезентацију хода, која би се користила за тренинг неуралних мрежа и резултовала оптималном базом знања. Стога је спроведена детаљна анализа кинематичких и динамичких карактеристика локомоторног система пацијената након можданог удара, приказана у наредним поглављима.

3. СЕНЗОРИ ЗА ПРОЦЕНУ КРЕТАЊА ПОГОДНИ ЗА ПРИМЕНЕ У РЕХАБИЛИТАЦИЈИ ХОДА

Прецизно мерење просторно-временских параметара људског хода је изузетно значајно за процес рехабилитације након можданог удара. Анализа сензорских сигнала пружа могућност објективне, квантитативне евалуације моторне функције, као и праћење рехабилитационог поступка, оцену ефеката терапије и квалитета опоравка. Детекцијом карактеристичних догађаја у оквиру циклуса хода, реализује се сензорско тригероване функционалне електричне стимулације. У досадашњим студијама, коришћени су различити сензорски системи који омогућавају мерење кинематике, кинетике и динамике људског хода. Тренутно, најпрецизнија мерења се добијају помоћу оптичких система за мерење покрета [114;115] који се обично користе упоредо са платформама за мерење силе [116]. Међутим, овакви системи су веома скупи, обично се налазе у оквиру специјализованих лабораторија и захтевају компликовану процедуру постављања опреме и процесирања података. Због тога су интензивни истраживачки напори уложени у развој носивих сензорских система, у којима се као елементи најчешће употребљавају сензори силе, инерцијални сензори - акцелерометри [117;118] и жirosкопи [119], магнеторезистивни сензори [120-122], флексибилни гониометри [123], и сензори за електромиографију [124].

Постоји неколико предуслова који морају бити задовољени да би се сензорски систем могао користити у свакодневној клиничкој пракси. Он мора бити малих димензија, лаган, да не захтева калибрацију и да се једноставно поставља и скида са пацијента. Потребно је пронаћи и минималан број сензора који даје репрезентативну и репродуцибилну информацију о ходу, па је за ту сврху потребно снимити ход са различитим сензорима и одабрати најпогодније.

У наредним поглављима биће укратко описани принципи рада различитих врста сензора, њихове предности и мане, и тренутне примене у оквиру рехабилитације хода.

Сензори силе

Сензори силе су сензори који се веома често користе за карактеризацију људског хода. На први поглед, њихов одабир делује потпуно логично, јер се детекција контакта ноге са подлогом и њеног одизања од подлоге, најједноставније добија сензором директно постављеним на стопало. Карактерише их једноставност излазног сигнала који се лако може свести на „on/off“ форму. Често се користе за естимацију сила реакције подлоге, центра притиска и временских параметара хода [125;126], и једни су од првих сензора употребљених за тригероване електричне стимулације [127]. У данашње време, сензори силе су саставни део више комерцијалних система базираних на ФЕС-у, међу којима су и Одсток стимулатор [67], NESS L300 [128] и ДуоСТИМ [129]. Међутим, употреба сензора силе носи са собом и низ практичних проблема: постављање нивоа прага за сваког субјекта појединачно, кратак век трајања [81] и недовољну поузданост [130;131]. На поузданост највише утичу: излагање константном притиску, лоше позиционирање, карактеристике средине унутар ципеле - зној и влага, као и специфични обрасци хода (нпр. пацијент вуче ноге док хода или хода на прстима).

Детаљан приказ принципа рада сензора силе дат је у прилогу Б.

Као алтернатива сензорима силе, употребљавају се кинематички сензори, који се могу поставити на различите делове тела субјекта. Њихова предност се огледа у могућности мерења различитих физичких величина (нпр. угаоног убрзања, угаоне брзине, нагиба, итд.) што их чини погодним за детекцију већег броја фаза хода, а не само основног одизања и спуштања ноге на подлогу. Међутим, излазни сигнал са ових сензора је комплексан и у великој мери варира са местом постављања, што захтева процесирање напредним алгоритмима [132].

Акцелерометри

Акцелерометар је врста инерцијалног сензора који мери убрзање дуж својих оса. Рад акцелерометра се базира на мерењу сила инерције које делују на

инструмент током кретања. На инерцијалну масу која је причвршћена за систем механичке опруге делује сила проузрокована било убрзањем при покрету, било гравитацијом. Убрзање се мери на основу промене места инерцијалне масе у односу на референтни положај. Акцелерометри се често користе за детекцију фаза циклуса хода [133], а имају и велики потенцијал као сензори за контролу функционалне електричне стимулације. Осим уобичајеног постављања акцелерометара на ноге испитаника, рађена су и испитивања са акцелерометрима постављеним на леђима [131;134]. У овом случају се користи једноставније процесирање сигнала, а осим детекције фаза хода постоји и могућност тренутног одређивања брзине. Поређењем акцелерометарског система са сензорима силе у [135], нису пронађене статистички значајне разлике у параметрима хода добијеним са ова два система. Аутори су закључили да се систем са пет акцелерометара може користити за процену квалитета шеме хода. Акцелерометри као детектори фаза ослонца и замаха, у оквиру перонеалног стимулатора, реализовани су у [81]. Постављањем сензора између колена и чланка испитаника, добијен је репродуцибилан сигнал на основу кога су крос-корелационим прорачунима детектоване задате фазе. Коришћењем различитих техника машинског учења [136], на основу акцелерометарских сигнала су успешно детектовани значајни догађаји током циклуса хода. У теорији, двоструком интеграцијом акцелерометарског сигнала може се израчунати и промена позиције сегмената. Међутим, уколико убрзање није познато са одговарајућом тачношћу, ово ће довести до појаве огромног дрифта у сигналу. Могу се користити као инклинометри код покрета чије је убрзање занемарљиво у односу на гравитационо убрзање [137;138]. Акцелерометри су мали, релативно јефтини и троше мало енергије.

Жироскопи

Жироскоп је сензор за мерење угаоне брзине. Његов рад се базира на мерењу Кориолисове силе, која је пропорционална угаоној брзини ротације у ротирајућем референтном систему. Детекцијом линеарног помераја насталог под дејством Кориолисове силе, и интеграцијом жироскопског сигнала, добија се

угаона брзина. Угаона брзина се даље може користити за одређивање промене у оријентацији кретања. Међутим, одређивање промене оријентације је отежано појавом интеграционог дрифта. У досадашњим истраживањима људског хода, примењени су за класификацију покрета помоћу техника машинског учења [139;140] као и за детекцију фаза хода [141;142]. У пракси се често допуњују акцелерометрима у оквиру инерцијалног мерног уређаја (ИМУ)[143;144].

Инклинометри

Инклинометри мере угао између мерних оса и референтног вектора, (нпр. вектора гравитационе силе). У зависности од претварачког елемента разликујемо инклинометре на бази течног инерцијалног или магнеторезистивног елемента, на бази клатна или система опруга. У студији [121], приказан је метод за одређивање угла у зглобовима на основу инклинометара. Показано је да је могуће прецизно измерити угао у зглобу чланка при ходу. Ово је нарочито значајно за процену ефеката терапије, с обзиром да је кинематика зглобова један од основних показатеља опоравка хода [145]. Магнеторезистивни инклинометар успешно је употребљен и у оквиру минијатурног стимулатора за корекцију падајућег стопала у [120]. Стимулатором је управљано на основу сигнала апсолутне угаоне промене потколена. Показало се да инклинометри у овом случају могу успешно заменити сензоре силе, да су једноставни за постављање и да захтевају минималну калибрацију. Уградњом сензора у стимулатор, смањен је број потребних каблова. Аутори су истакли могућност управљања вишеканалном стимулацијом, али уз комплекснију обраду сигнала, употребу машинског учења или комбиновањем са још неким типом сензора ради постизања робусније контроле. Лоша страна инклинометара је дуже време одзива у поређењу са сензорима силе, и подложност артефактима убрзања који захтевају додатно филтрирање. Додатни проблем постоји у случају магнеторезистивних сензора: близина феромагнетских материјала и електронске опреме која генерише магнетска поља ремети статичко магнетно поље, а самим тим утиче и на квалитет мерења оријентације.

Гониометри

За разлику од инерцијалних сензора, флексибилни гониометар мери промене физичког сигнала који је последица насталих угаоних промена. У клиничким студијама људског покрета се најчешће користи за мерење релативне ротације између два суседна сегмента тела. Постоји више врста флексибилних гониометара: гониометри базирани на мерним тракама [123;146], флексибини механички, као и новије врсте – индуктивни [147] и фибер оптички [148]. У клиничким студијама људског хода, међу првима су употребљени флексибилни електрогониометри засновани на мерним тракама [149]. Тренутно се велики број њих користи и у студијама стајања [150;151]. Гониометри за тригероване стимулације постављени на куку, колелу и чланку субјекта, предложени су у [94]. У комбинацији са сензорима силе и акцелерометром на куку, гониометри су у потребљени за аутоматизовано управљање стимулацијом хода параплегичара [152]. У оквиру студије валидације флексибилних гониометара [153], показано је да се помоћу њих може стабилно, прецизно, тачно и поновљиво мерити кинематика зглобова током функционалних динамичких активности. На основу мерења хода здравих испитаника, закључено је да до грешака при мерењу гониометрима најчешће долази при истовременом угаоном померању зглоба у две различите равни (crosstalk), које је нарочито изражено у случају зглоба кука. Зато је неопходно одбрати гониометре праве величине и поставити их на одговарајуће место. Приликом постављања, оса гониометра се мора поклопити што је могуће више са осом самог зглоба. Чак и мала одступања могу изазвати проблеме са тачношћу мерења. Гониометри су механичке направе, и као такве, имају краћи век трајања и проблеме са поузданошћу. Великих су димензија, па тешко могу бити саставни део носивог система и нису погодни за имплантацију.

Комбинације сензора

Последњих година, све је више студија у којима се комбиновањем различитих типова сензора врши компензација њихових појединачних недостатака. На пример, комбиновањем ФСР сензора са кинематичким сензором

[132] добиће се већа поузданост у различитим условима хода. Честе су и комбинације акцелерометара и жироскопа, које се у литератури обично називају „инерцијалним мерним уређајем“ (ИМУ) (Inertial Measurement Unit, ИМУ) [154]. Сматра се да се информација о оријентацији сегмента, добијена интеграцијом жироскопског сигнала, може кориговати информацијом о инклинацији сегмента, добијеном са акцелерометра [155]. Тродимензионални систем инерцијалних сензора за управљање двоканалном стимулацијом перонеалног нерва предложен је и тестиран у [156]. На основу мерења убрзања и угаоне брзине, успешно су реконструисани оријентација и положај стопала у простору током фазе замаха, на основу чега је даље управљано каналима стимулације. Троосни акцелерометар и троосни магнетометар су комбиновани у [157] ради мерења оријентације.

Кластери акцелерометара, магнетских сензора, жироскопа и мерних трака, употребљени су у [133]. Комбиновањем поменутих сензора, успешно су детектоване фазе хода здравих испитаника и одређивани углови флексије колена и кука, што их чини погодним за контролу ФЕС-а у реалном времену, али и за процену опоравка.

Електромиографија

Електромиографија је техника снимања и евалуације електричне активности коју производе мишићи. Она омогућава детекцију електричних потенцијала које генеришу мишићне ћелије када се електрично или неуролошки активирају. Снимање електромиографског сигнала може се извршити помоћу површинских или иглених електрода а сам снимак представља алгебарски збир активности свих ћелија које генеришу потенцијал на мерном месту. Одабир врсте електрода врши се на основу неколико критеријума: сврхе снимања ЕМГ сигнала, анатомије мишића, дисперзије сигнала кроз ткива, толеранције коже на пенетрацију игле. Праћење електромиографске активности током терапије хода важно је за евалуацију квалитета хода пацијената. Нивои мишићних активација и тренуци активације у оквиру циклуса хода су параметри на основу којих се квантитативно одређује одступање од здраве шеме хода [158]. ЕМГ сигнали временски предњаче генерисању мишићне силе и извођењу покрета [159], што их

чини погодним за детекцију намере и управљање електричном стимулацијом [159-161]. У том случају, у улози биофидбека, они могу да омогуће, не само управљање стимулацијом, већ и кориговање параметара стимулације у зависности од физичког стања субјекта. Стимулација контролисана ЕМГ сигнаlima има за циљ да пацијент буде активно укључен у процес тренирања, јер стимулације нема док год се не достигну одређени нивои вољних мишићних контракција. ЕМГ сигнали непарализованих мишића (рамена и трупа) субјеката са комплетном параплегијом, коришћени су као улазни сигнали класификатора базираног на неуралним мрежама у [105;162]. У оквиру ФЕС система за контролу екстензије колена пацијената са можданим ударом реализованог у [163], показано је да је могуће као управљачки сигнал користити ЕМГ активност стимулисаног мишића (парцијално парализованог екстензора колена). Вољна мишићна активност делимично парализованих мишића коришћена је у [164] за детекцију фазе замаха ноге. Треба имати у виду да су електромиографски сигнали у индиректној вези са мишићним силама и позицијом коју генерише моторни систем, одговоран за извршавање функционалних задатака. Добијене резултате треба интерпретирати пажљиво, и у случају међусобног поређења два мишића, користити искључиво нормализоване вредности. За успешно снимање електромиографских сигнала, потребно је и минимизовати могућност појаве различитих артефаката. Ту спадају артефакти напајања, механички и стимулациони артефакти, као и активности околних мишића. Мана електромиографског поступка је и у томе што електроде и каблови могу ометати извођење покрета током снимања, и допринети свесном извођењу покрета. Самим тим, покрети који се снимају неће осликати уобичајени начин кретања пацијента.

Развој система за процену силе реакције подлоге при ходу

Преглед постојећих система

Мерење силе реакције подлоге постало је незаменљиви део клиничких и експерименталних студија које анализирају људски ход. Најтачнији су лабораторијски системи који користе мерне платформе [165;166]. Ове платформе су релативно скупе, типичних димензија 60 cm x 60 cm и уграђују се у под

Лабораторија за испитивање хода. Мерне платформе, са великом тачношћу, користећи мерне траке, дају на излазима резултантну силу, резултантни моменат и положај центра притиска у односу на стопало и то само у једном кораку. Истовремено, развијени су и мерни системи који дају временску расподелу контаката стопала са подлогом [167;168]. Примена мерних претварача који су у ципели је покушај да се процене силе реакције подлоге (слично мерним платформама) при нормалном ходу (не само један корак).

Развој технологија које користе такозвану “сендвич” структуру са пиезорезистивним, пиезоелектричним и капацитивним претварачима је омогућио мерење при коме се претварачи стављају између стопала и ципеле. С обзиром на ниску цену и једноставност постављања оваквих сензора, њихова употреба је оправдана и могућа, уз претходну валидацију и познавање величина могућих одступања.

Постоје две врсте сензора који су доведени до комерцијалног облика. Један концепт је сензорски систем који укључује мањи број дискретних сензора, док други интегрише већи број сензора у облику матрице. Системи са матрицом сензора могу имати форму улошка за ципелу или траке за ходање и пружају комплетну слику о дистрибуцији притиска и вертикалне силе по површини стопала. Детаљне информације о овим комерцијалним системима се могу наћи у прилогу В као и на веб странама компанија Tekscan Inc, Бостон, САД [169], Novel gmbh, Минхен, Немачка [170] и Paromed Medizintechnik GmbH [171].

Предност сензора интегрисаних у уложак за ципелу је у томе што не ометају ход нити нарушавају природне покрете при ходу. То није случај са платформама, код којих пацијент има задатак да у одређеном тренутку у току хода по подлози стане на платформу, при чему концентрација на овај задатак може довести до измењене, неприродне шеме хода. Сензорски улошци омогућавају праћење најразличитијих активности, нпр. плеса и бављења спортом, без икаквих ограничења. Често се користе и за пројектовање ортопедске обуће и у развоју ортоза.

У поређењу са платформама за мерење притиска, системи који се носе у ципели имају неколико недостатака. Услед ограниченог броја сензора који се могу интегрисати у уложак, резолуција ових система је знатно мања од резолуције мерних платформи. Улошци су подложнији механичким кваровима, нарочито на месту изласка конектора из ципеле [172]. Континуално оптерећивање сензора унутар ципеле у средини која је топла и влажна, може довести до оштећења појединачних сензора и утицати на поузданост и валидност мерења [173]. У зависности од материјала од ког је направљен, јављају се проблеми са хистерезисом, поновљивошћу и тачношћу [174;175]. Често је присутан и проблем спорог временског одговора [175]. Такође, важно је имати у виду да улошци за ципелу заправо мере нормалну силу. Услед позиције сензорског улошка унутар ципеле у односу на подлогу, мерења на почетку и на крају циклуса хода не дају праве вредности вертикалне силе [172].

Уложак за ципелу са интегрисаним сензорима силе „ПЕКИ“²

Системи у којима је испитивачу остављено да сам постави дискретне ФСР сензоре [176] нису најпогоднији, нарочито у случају снимања патолошког хода. Наиме, само постављање сензора захтева време, а резултати мерења у великој мери зависе од начина и места поставке сензора на стопало.

Ова чињеница је условила развој система који се једноставно поставља у ципелу и истовремено омогућава избор величине и положаја претварача у односу на стопало.

У овом циљу је развијен метод прављења улошка за ципелу на коме се налази штампана проводна решеткаста структура (слика 3.1). Форма улошка је таква да омогућава постављање различитих величина сензора и варирање њиховог

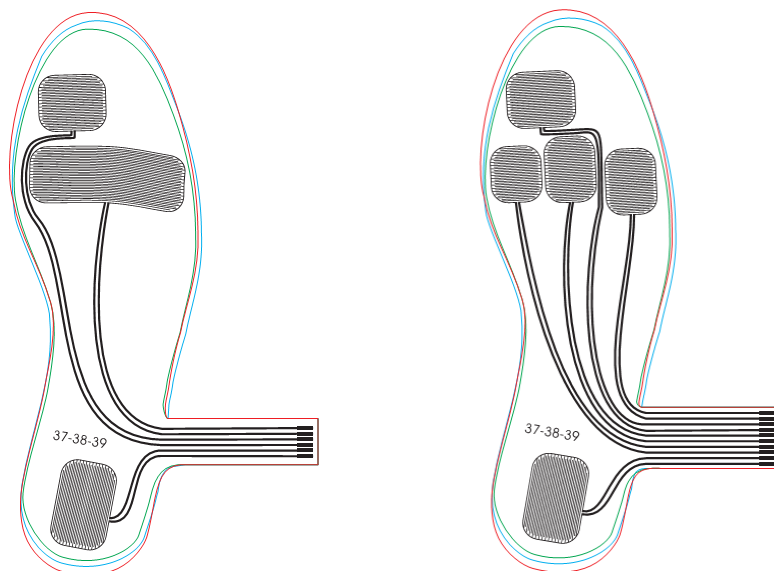
² Базирано на радовима:

I. Milovanovic, N. Malesevic, and D. B. Popovic, "Evaluacija sistema za merenje sile reakcije podloge," In: Proc of the 52nd ETRAN Conference, 8-12 June 2008, Palic, Serbia

M. Djuric-Jovicic, I. Milovanovic, N. Jovicic, S. Radovanovic, „Gait analysis: BUDA vs. GaitRite“, In: Proc of the 53rd ETRAN Conference, 15-18 June 2009, Vrnjacka Banja, Serbia.

положаја [177]. Променом величине и облика пиезорезистивних плочица моделирају су опсези промене отпорности сензора. Положај сензора на улошку одређен је тако да региструје силу реакције на местима палца, метатарзалне области и пете. У даљем тексту, поменути систем назвали смо “Пеки”.

Реализоване су две конфигурације: са три и са пет сензора силе (лева и десна страна слике 3.1, респективно). Конфигурације се разликују у метатарзалној области. Конфигурација са три сензора региструје притисак из било ког дела ове области и намењена је системима са функционалном електричном стимулацијом, где је важно детектовати одређене догађаје упркос патологији хода. Захваљујући широкој метатарзалној области, догађај одизања/спуштања овог дела стопала, биће детектован увек, упркос ходу на спољашњој или унутрашњој страни стопала. Конфигурација са пет сензора у метатарзалној зони региструје три засебне подобласти. Намењена је клиничким испитивањима која у себе укључују анализу и евалуацију хода. У зависности од места на којима се региструје сила у одређеним тренуцима, добија се прецизнија слика дистрибуције притиска а самим тим и девијација у ходу.

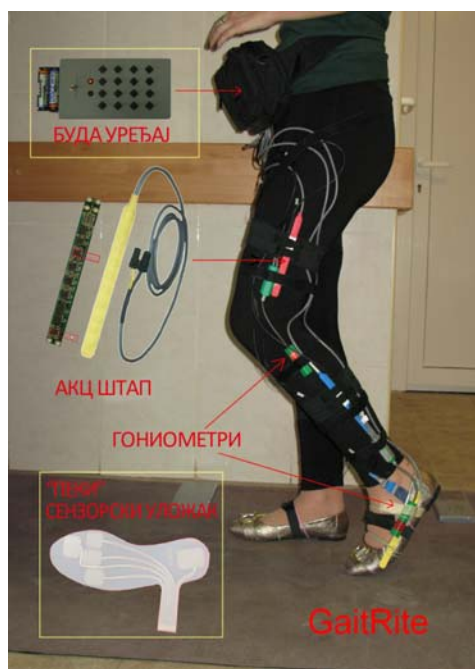


Слика 3.1 Шематски приказ улошка за ципелу „ПЕКИ“ . Конфигурација са три сензора (лево), конфигурација са пет сензора (десно).

Систем је пре увођења у клиничку употребу тестиран, при чему је евалуирана тачност детекције фаза хода [178]. У студији су поређени резултати примене овог мерног система са конвенционалним, у пракси често коришћеним претварачима силе у напон [176]. Претварачи су постављени на иста мерна места као и претварачи тестираног мерног система. Анализирани су разлике у временском одзиву као и међусобна одступања сигнала изражена у процентима амплитуде.

Добијени резултати мерења показали су да се предложени систем може користити као адекватна замена за већ постојећи сензорски систем. Иако нисмо били у стању да проценимо тачност самог система, поновљивост мерених резултата је била веома добра.

Унапређена верзија поменутог сензорског система, постала је саставни део преносивог бежичног система за анализу хода, (BUDA систем, слика 3.2) [179]. У студији у којој је извршено поређење нашег система са комерцијалним системом GaitRite [180], показано је да се временски параметри ових система врло мало разликују.



Слика 3.2 Приказ коришћене инструментације

Испитивање је обухватило пет здравих субјеката који су са сензорским улошцима у ципелама ходали по GaitRite систему. На овај начин су подаци са два система паралелно прикупљени и упоређени. Пиезорезистивне плочице на ПЕКИ улошку за ципелу су биле распоређене тако да снимају силу реакције подлоге на четири места: на првој, трећој и петој метатарзалној кости и пети. Ова конфигурација је само једна од могућих. БУДА систем дозвољава истовремено снимање 8 канала силе реакције подлоге, који се могу конфигурисати по жељи. У табели 3.1 је дат упоредни преглед свих параметара мерених у оквиру студије. Просторни параметри нису израчунати, већ је извршена њихова естимација, и они су у табели означени са ***. Такође, неке од параметара није било могуће одредити на основу коришћеног сензорског склопа, и они су у табели означени са X.

Грешке при одређивању временских параметара ПЕКИ системом улазе у опсег од 10%. Ова грешка би могла бити редукована, одабиром другачије конфигурације сензорских поља. Укључивањем сензорског канала на месту палца, повећава се тачност детекције фаза замаха и ослонца. Добијена су 30-40 ms дужа трајања фазе ослонца, што је управо величина разлике мерења упоређених система. Међутим, уколико број канала као у овом случају, ограничава број поља који се може одабрати, поставља се питање да ли је већа тачност важнија од друге врсте информација које се том приликом можда губе. Наравно, све зависи од конкретне примене сензорског система. На основу нашег искуства са субјектима оболелим од možданог удара, код којих је у великој мери присутан ход на унутрашњој или спољашњој страни стопала, покривеност комплетне метатарзалне зоне је од великог значаја. Ипак, сматрамо да би за клиничке примене ПЕКИ система тачност од око 95% (разлике мање од 50ms) била адекватна.

Табела 3.1 Поређење излазних параметара система „БУДА“ и „GateRite“ на основу сесије појединачног субјекта

ОПИС ПАРАМЕТРА	Gait Rite		БУДА систем		Грешка	
	Укупно\Лева	Десна	Укупно\Лева	Десна	Лева [%]	Десна [%]
Број корака	7		7		0	
Време кретања (сек)	4.3		4.322		-0.51163	
Брзина (цм/сек)***	113.7		108.9		4.221636	

Нормализована брзина (цм/сек)***	97.7		89		8.904811	
Каденца (Број циклуса хода/сек)	1.17		1.21		3.42	
ФАЦ	100		X		X	
Време трајања корака (сек)	0.615	0.614	0.62	0.613	-0.81301	0.162866
Дужина корака (цм)***	68.931	71.087	57.66	89.55	16.35113	-25.9724
Дужина корака/дужина исте ноге***	0.71	0.73	0.594	0.923	16.33803	-26.4384
Трајање циклуса хода (сек)	1.218	1.218	1.22	1.231	-0.1642	-1.06732
Дужина циклуса хода (цм)***	140.664	139.175	147.9	124	-5.14417	10.9035
Ширина базе ослонца (цм)	6.333	7.027	X	X	X	X
Трајање фазе замаха (сек)	0.476	0.459	0.49	0.466	-2.94118	-1.52505
Трајање фазе ослонца (сек)	0.742	0.759	0.745	0.766	-0.40431	-0.92227
Трајање једнослоначке фазе (сек)	0.459	0.476	0.466	0.49	-1.52505	-2.94118
Трајање двослоначке фазе (сек)	0.283	0.272	0.275	0.272	2.826855	0
Фаза замаха (% ЦХ)	39.1	37.7	40.16	37.86	-2.711	-0.4244
Фаза ослонца (% ЦХ)	60.9	62.3	61.07	62.22	-0.27915	0.128411
Једнослоначка фаза (% ЦХ)	37.7	39.1	38.2	39.8	-1.32626	-1.79028
Двослоначка фаза (% ЦХ)	23.2	22.3	22.54	22.1	2.844828	0.896861
Положај палца у односу на правац кретања (степен)	9	18.3	X	X	X	X
Брзина циклуса хода (цм/сек)	115.553	114.405	121.23	106.73	-4.9129	6.7
Дужина стопала (цм)	29	29.2	X	X	X	X
Ширина стопала (цм)	10.3	10.7	X	X	X	X

Тестирани сензорски систем је поуздан и практичан јер је његово постављање веома једноставно и изискује знатно мање времена у односу на постављање дискретних ФСР сензора, сваког понаособ.

Када говоримо о недостацима овог система, ту свакако спадају могућност савијања улошка унутар обуће као и кртост и ломљивост сензора.

Савијање улошка може довести до погрешног позиционирања сензора силе на стопалу и тако проузроковати грешке мерења, те је пре свега неопходно одабрати уложак одговарајуће величине. Грешке мерења које овако настају ипак су занемарљиво мале у односу на грешке у позиционирању дискретних сензора силе који се лепе на уложак или стопало на места која се чине најпогоднијим.

Уобичајени проблем кртости и ломљивости комерцијалних ФСР сензора за сада није превазиђен ни коришћењем улошка. После одређеног броја узастопних понављања, при којима долази до већих савијања пластике, дешава се да на местима прегипа дође до пуцања штампаних контаката. Коришћењем флексибилније пластике за израду улошка овај проблем би могао бити превазиђен.

4. АНАЛИЗА КИНЕМАТИЧКИХ ПАРАМЕТАРА ХОДА³

Помагала за ходање која пружају потпору телу и на одређени начин подстичу развој здраве шеме хода, у досадашњој киничкој пракси су се показала веома корисним. Међутим, упркос њиховој доступности и широкој употреби, нема довољно истраживачких доказа који би потврдили или оповргнули њихову ефикасност. Мета анализе указују на то да је добијено побољшање изузетно мало у односу на побољшање добијено традиционалном терапијом [181-185].

У оквиру клиничке студије рехабилитације хода, ради утврђивања ефикасности моторизоване ходалице, у Институту за рехабилитацију „Др Мирослав Зотовић“, снимана је кинематика и мишићна активност у току хода акутних и хроничних пацијената након можданог удара. Ходалица „Walkaround“ (слика 4.1) доприноси балансу и даје оријентацију горњем делу тела, а обезбеђује кретање претходно одабраном брзином (0.1-1 m/s). Такође, она елиминише потребу за коришћењем руку за ослањање, спречава падове у току тренинга хода и омогућава дуже трајање тренинга [186]. Ходалица се може користити као самосталан уређај при тренингу хода, али се може комбиновати и са другим асистивним системима (егзоскелетима или функционалном електричном стимулацијом).

³ Адаптирано из рада: I. Milovanović, D.B. Popović, „Principal Component Analysis of gait kinematics data in acute and chronic stroke patients.“, *Comput Math Methods Med*, vol. 2012, Article ID 649743, 8 pages, 2012. doi: 10.1155/2012/649743.



Слика 4.1 Пацијент у моторизованој ходалици „Walkaround“

Циљ студије је био испитати да ли и на који начин, ходалица утиче на ход пацијената ове две групе, јер се по досадашњим сазнањима, токови њиховог опоравка значајно разликују. Било је неопходно пронаћи одговарајуће мере, којима се могу показати различити механизми опоравка ових група и утврдити тачан ефекат терапије.

Метод

Субјекти

У овој рандомизованој клиничкој студији учествовала су 32 субјекта. Укупно 27 је одабрано на основу улазног критеријума:

1. први и једини шлог,
2. акутна или хронична фаза хемиплегије,
3. слабост једне стране тела,
4. способност ходања дужином од најмање 10 метара са или без асистивног уређаја/подршке терапеута,
5. когнитивна способност праћења инструкција.

Субјекти су затим подељени у две групе:

хронична (више од 6 месеци након шлога): 16 субјеката
 акутна: 11 субјеката укупно, 4 у акутној фази (мање од 6 недеља након шлога) и 7 у субакутној фази (од 6 недеља до 6 месеци након можданог удара)

Карактеристике субјеката приказане су у табели 4.1.

Табела 4.1 Основне карактеристике пацијената учесника студије

	Хронична група (ХГ) 16 субјеката		Акутна група (АГ) 11 субјеката	
	Ср.вредност±СД	Мин/Макс	Ср.вредност±СД	Мин/Макс
Старост (године)	63.2±6.9	44/66	65.5±7.8	42/69
Време након шлога (месеци)	39.9±27.9	12/84	3±1.7	1/6
Фугл-Мајеров индекс	22.50±4.5	15/30	21.67±5.33	12/30
Бергова скала баланса	36.17±4.83	28/44	31.83±6.22	21/41
Функционални тест кретања	2.28±0.78	2/3	2.05±0.56	1/3
Висина (цм)	171.3±5.4	165/179	168±7.1	159/176
Тежина (кг)	68.1±12.0	64/82	71.3±12.5	61/80
Пол (женски/мушки)	7/9		4/7	
Погођена страна (лева/десна)	10/6		8/3	

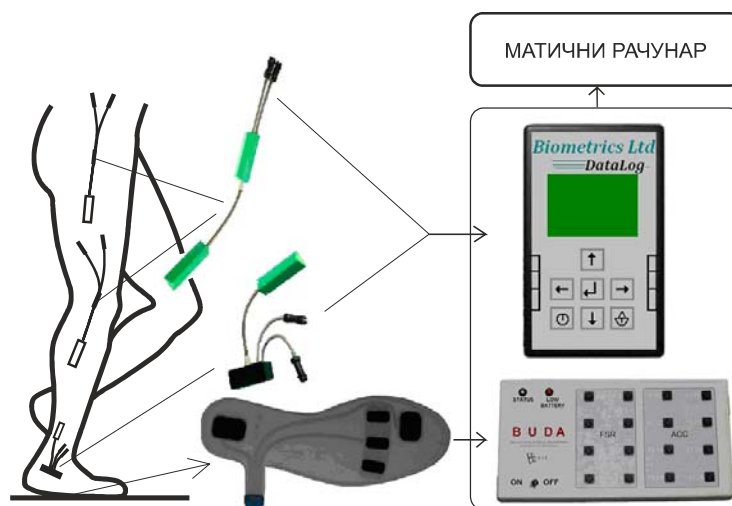
Подаци снимљени са пет здравих субјеката (просек година 62±3) при ходу малим брзинама ($v=0.4$ до 0.6 m/s), коришћени су ради поређења. Здрави испитаници нису имали неуролошких нити ортопедских проблема. Сви субјекти су потписали информисану сагласност након што су детаљно упознати са циљем студије и њеним протоколима.

Инструментација

За снимање кинематичких сигнала коришћен је преносиви вишесензорски систем за анализу хода (слика 4.2). У основи овог система је уређај за аквизицију сигнала који са удаљеним рачунаром комуницира помоћу Bluetooth везе [111;180]. Сет сензора коришћен у овој студији обухвата:

6 гониометара (SG110 - зглоб чланка, SG150 - зглобови колена и кука)
2 сензорска улошка за ципеле, са по 5 сензора силе на сваком („ПЕКИ“)

Гониометри су постављени на зглобове кука, колена и чланка обе ноге помоћу двоструко лепљиве траке према инструкцијама произвођача. Сензорски улошци су постављени у леву и десну ципелу, са сензорима испод подручја палца, метатарзала и пете (слика 4.2). Сигнали су снимани са фреквенцијом одабирања од 166 Hz.



Слика 4.2 Систем за аквизицију података са сензорима за снимање сила реакције подлоге и кинематике хода. Biometrics DataLog систем је коришћен за обраду гониометарских сигнала. BUDA је микрокомпјутерски аквизициони модул за процесирање и бежичну комуникацију са рачунаром.

Протокол

Протокол снимања се састојао од снимања више узастопних пролазака дуж равне линије, дуге 10 метара. Субјектима је остављено да сами одаберу брзину кретања која им одговара. Током хода су снимани углови зглобова и силе реакције подлоге. За сваког субјекта је снимљено најмање 12 пролазака током три узастопна дана. Пацијенти су правили паузе у трајању од најмање 5 минута између пролазака сниманих истог дана да би се умањио утицај умора. Све сесије

су бележене и видео камером, да би се омогућила накнадна анализа и објашњење непредвиђених догађаја у кинематичким и динамичким подацима.

Анализа хода применом конвенционалних техника

Почетна анализа укључила је у себе мере исхода које се уобичајено срећу у литератури:

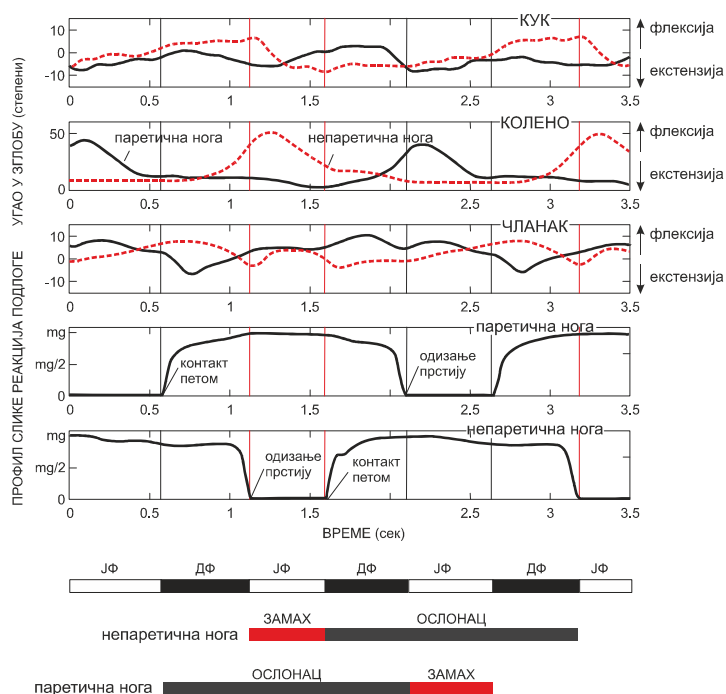
- 1) Кинематичке мере (брзина хода, симетрија, каденца, углови зглобова, као и низ временских параметара добијених на основу сила реакције подлоге)
- 2) Клиничке мере (Функционални тест кретања у амбулантним условима (FAC): 0 до 5 [187], Фугл-Мајер-ова скала за доње екстремитете: 0 до 36 [37] и Бергова скала баланса: 0 до 56 [188])

Оцењивање субјеката Фугл-Мајер-овом скалом за доње екстремитете, Берговом скалом баланса и Функционалним тестом кретања у амбулантним условима вршено је од стране само једног, за то одређеног физикалног терапеута да би се елиминисала субјективност испитивача (*interrater variability*).

Сигнали снимљени током сесија хода су најпре издељени на делове који одговарају појединачним корацима. Екстракција индивидуалних корака обављена је аутоматски, методом прага. Ниво прага је постављен на 5% од максималне силе реакције подлоге (детекција контакта петом и одизања прстију). Исти метод је коришћен за обе ноге, паретичну и непаретичну. Кораци су затим нормализовани на 100% да би се омогућила детаљнија анализа. Ова нормализација подразумева фитовање података који припадају појединачном кораку на сто тачака. Кораци који су се од просечног трајања корака разликовали за више од 10% нису разматрани (мање од 4% од укупног броја корака). Сигнали су затим филтрирани, нископропусним филтром другог реда (Butterworth, $f_c=5\text{Hz}$), даље процесирани и поново филтрирани на фреквенцији од 30Hz, Butterworth-овим филтром четвртог реда који не мења фазу сигнала.

Студентов т-тест је коришћен за анализу разлика између група у односу на мерене параметре. Овим тестом утврђује се статистичка значајност разлике између две аритметичке средине.

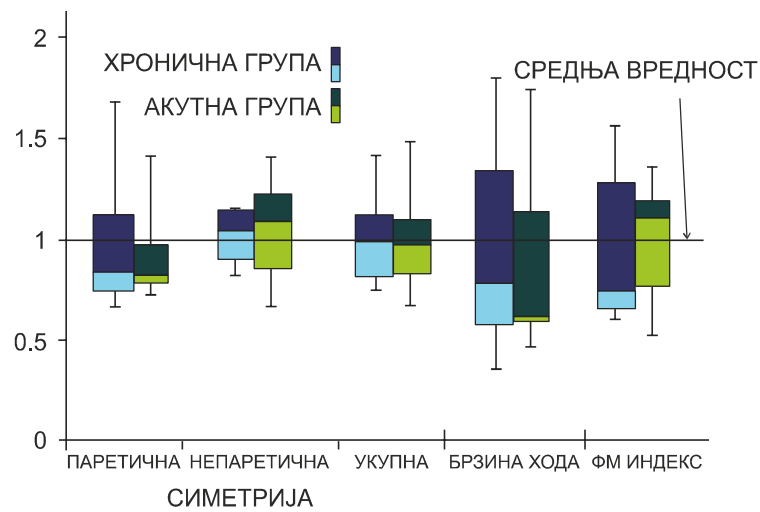
На слици 4.3 приказана је секвенца непроцесираних сигнала: углова у зглобовима и сила реакције подлоге (GRF). Приказани су сигнали снимљени са паретичне и непаретичне ноге, на којима су обележене: фаза контакта са подлогом са обе ноге (DSP), фаза контакта са подлогом са једном ногом (SSP), фаза замаха и ослонца.



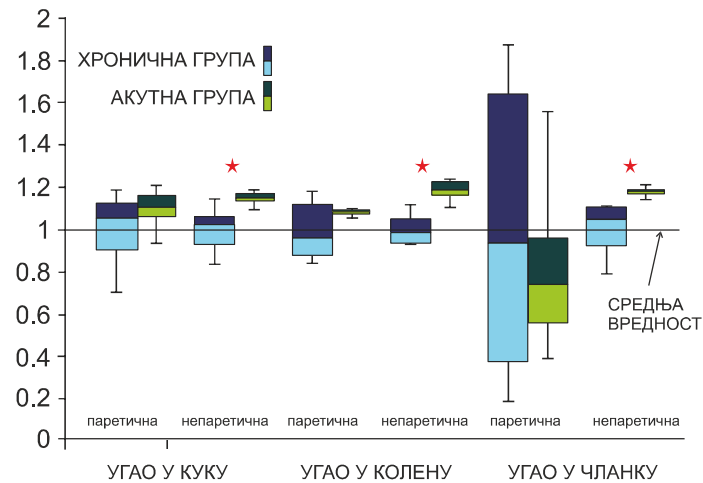
Слика 4.3 Углови у зглобовима и силе реакције подлоге снимљени током једне сесије хода једног пацијента.

На слици 4.4 приказан је „бокс плот“ график са вредностима квантила за индекс симетрије (приликом пребацивања са паретичне на непаретичну ногу, са непаретичне на паретичну и за читав корак), брзину хода и Фугл-Мајеров индекс, Параметри су нормализовани на средњу вредност за сваку од група (хроничну

(ХГ) и акутну (АГ)). Ни за један од наведених параметара, нису пронађене статистички значајне разлике између група.



Слика 4.4 Бокс плот график за индекс симетрије, брзину хода и Фугл-Мајеров индекс.



Слика 4.5 Квартилна дистрибуција углова у куку, колену и чланку паретичне и непаретичне ноге код акутне и хроничне групе. Звездица означава значајне разлике ($p < 0.01$).

На слици 4.5 приказане су релевантне разлике пронађене у угловима зглобова акутне и хроничне групе. Од свих размотрених углова, значајне разлике пронађене су само у угловима зглобова непаретичне ноге. Ова појава вероватно је

последица губитка доминантне координације која је претходно постојала између сегмената ноге (надколенице, потколена и стопала). Основа ове тврдње изнета је у резултатима истраживања Иваненка [189], по коме су временске промене углова доњих екстремитета у великој мери међусобно зависне.

Откривене разлике у кинематичким синергијама, указују на чињеницу да је приликом одабира одговарајуће терапије потребно детаљно размотрити кинематику хода.

Анализа хода методом анализе принципијелних компоненти (ПЦА)

Ради детаљније анализе кинематике хода, уведена је статистичка метода – анализа принципијелних компоненти (ПЦА) над скуповима података који се састоје из нормализованих сигнала хода. Нормализација је извршена у односу на просечно трајање корака.

ПЦА анализа омогућава идентификацију одређених повезаности међу подацима и представљање тих података на начин који истиче њихове сличности и разлике. Ово је нарочито значајно у случајевима високодимензионалних скупова података, када не постоји могућност њихове графичке презентације, па је тешко уочити правилности. У оваквим ситуацијама, ПЦА анализа представља моћан алат за анализу података. Додатна предност ове методе састоји се у томе да израчунате компоненте сигнала омогућавају даљу редукцију његових димензија, која практично компресује сигнал са минималним губитком информација. Овај метод смо одабрали на основу значајних открића везаних за карактеризацију хода [189;190].

У факторској анализи, таласни облици основе се бирају на основу структуре таласних облика података. Поступак подразумева израчунавање корелационе матрице, одређивање иницијалних принципијелних компоненти, примену „варимакс“ ротације, израчунавање тежинских фактора и интерпретацију резултата. За детаљнија објашњења погледати прилог Г. „Варимакс“ ротација је поступак којим се ротација врши тако да свака принципијелна компонента уз себе има мали број тежина са великом вредношћу и велики број тежина које су нула,

или имају малу вредност. Ово поједностављује интерпретацију принципијелних компоненти, с обзиром да су таласни облици ротираних фактора ближи оригиналним сигнаlima [191;192].

Правилна примена поступка анализе подразумева иницијалну процену у којој мери су одређене компоненте сигнала заједничке за преостале сигнале посматраног скупа (повезаност), као и у којој мери је одређена појава карактеристична за сваки податак појединачно (јединственост) [193].

Уведена је хипотеза да таласни облици у посматраном случају зависе од два аспекта: 1) синергија зглобова условљених цикличном природом хода и 2) моторном активношћу карактеристичном за одређени зглоб, а не и за остале зглобове.

Бартлетов тест сферичности је коришћен да би се утврдило да ли је одабрани скуп података погодан за примену факторске анализе. Овај тест испитује хипотезу да је корелациона матрица формирана на основу популације у којој су променљиве независне. Одбацивање хипотезе о независности указује на то да је скуп података адекватан за примену факторске анализе. Поред поменутог, уведен је додатни критеријум по коме се сопствени вектори чије су сопствене вредности мање од 1 сматрају шумом [192;194] и одбацују. Критеријум је увео Кајзер [195].

Анализа принципијених компоненти је метод за редукцију димензије података. Применом овог метода, скуп улазних променљивих се претвара у скуп некорелисаних променљивих (принципијелних компонената). Тако добијене променљиве представљају линеарне комбинације почетних сигнала скалираних фактором који је заправо мера варијансе коју ти сигнали садрже. Анализа принципијелних компоненти омогућава пројекцију оригиналних података на ортогонални систем, са принципијелним компонентама у правцу њихове максималне варијансе. Овом трансформацијом врши се пресликавање вектора x ($x \in \mathbb{R}^n$) на вектор y ($y \in \mathbb{R}^m$), где је $m < n$. Коваријациона матрица почетног скупа се одређује на основу формуле:

$$S = \frac{1}{N-1} \sum_{k=1}^N (x_k - \mu)(y_k - \mu)^T, \quad \mu = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N x_k$$

где је N димензија улазних података. Нови координатни систем, у простору принципијених компоненти, добија се поступком декомпозиције сопствених вредности. Након одређивања сопствених вредности, оне се сортирају опадајућим редоследом и важи релација:

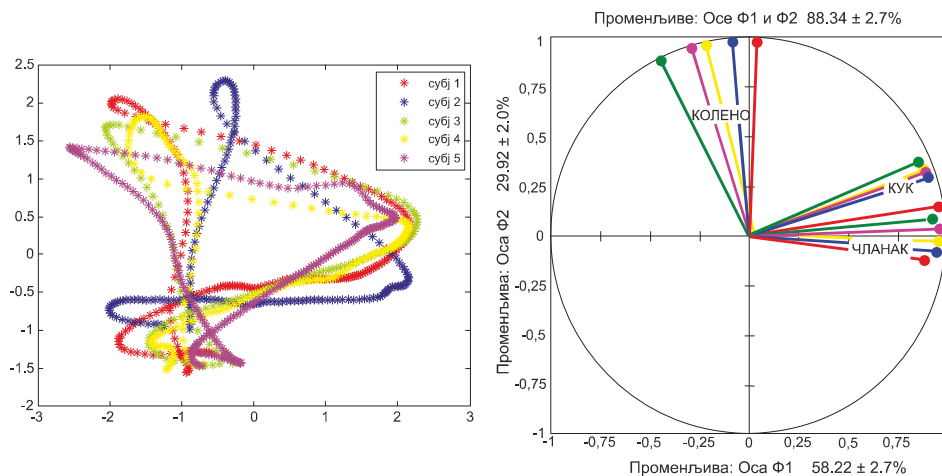
$$S u_i = \gamma_i u_i, \quad \gamma_1 \geq \dots \geq \gamma_m$$

Уколико се у даље разматрање узме m највећих γ_i и њима одговарајућих сопствених вектора u_i , мапирање улазних података одређено је релацијом:

$$y_i = u_i^T (x - \mu), \quad i=1,2,\dots,m$$

Анализа сигнала здравих испитаника

Анализа принципијелних компоненти углова зглобова здравих испитаника показала је да прве две принципијелне компоненте носе око 88% укупне варијансе (83-94%). Прва принципијелна компонента (ПК) описује око 58% , док друга описује око 30% укупне варијансе. Пресликавањем улазних сигнала у нови простор формиран на основу прве две принципијелне компоненте, добија се дводимензионална форма облика латиничног слова Д - циклограм (слика 4.6). За читав скуп улазних података, Бартлетов тест сферичности је потврдио да је анализа принципијелних компонената погодан метод ($p < 0.0001$).



Слика 4.6 Циклограми пет здравих испитаника који формирају карактеристичну форму облика латиничног слова Д (слика лево) и Пирсонове корелације између углова чланка, колена и кука (слика десно).

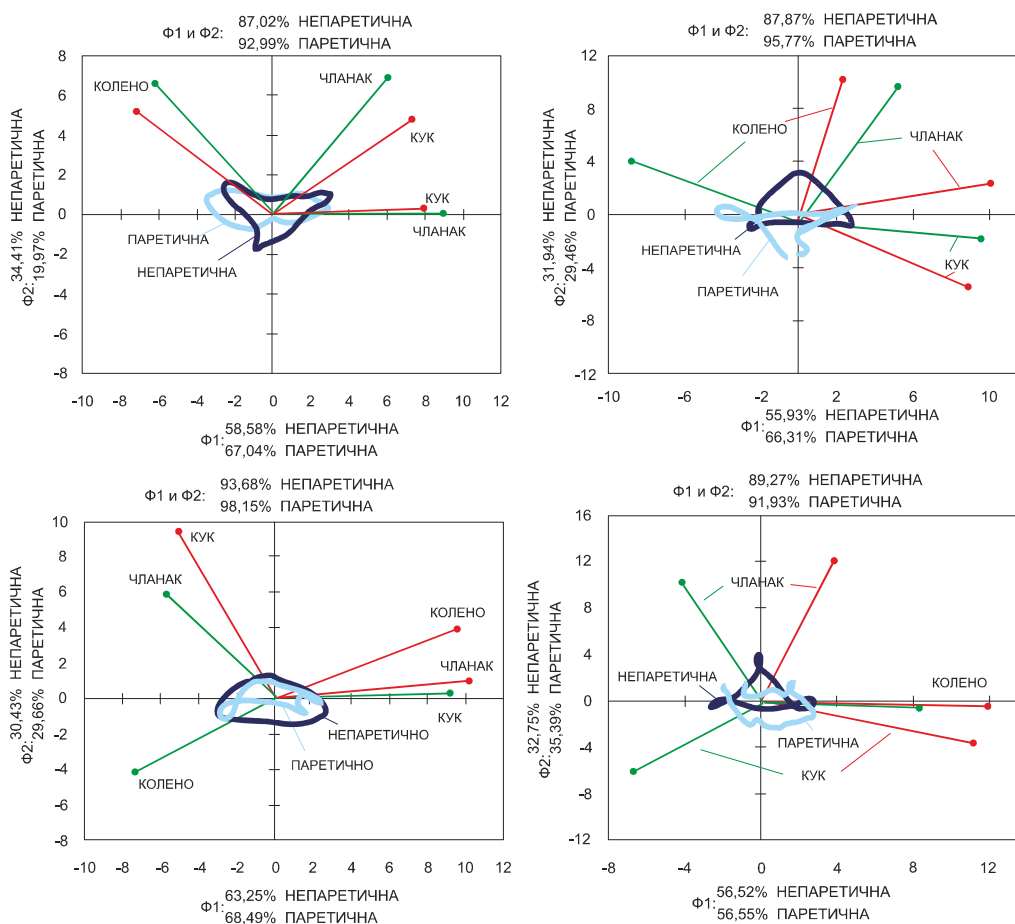
Циклограми (слика 4.6, лево) се могу пронаћи и у литератури везаној за компјутерску визију и њене апликације [196] као и у области класификатора хода. Сам облик и положај циклограма незнатно варира између субјеката, али га карактерише врло препознатљива форма. Прорачун принципијених компонената заснован на Пирсоновој корелационој матрици омогућио је и анализу узајамне зависности улазних променљивих. Пирсонове корелације су приказане на слици 4.6, десно, у виду вектора корелационог круга. Уколико су вектори променљивих близу један другом, променљиве су значајно корелисане. Уколико су ортогонални, променљиве су некорелисане. Анализа је показала да су код здравих испитаника: кук и колена занемарљиво корелисани ($r=0.09-0.22$), кук и чланак средње корелисани ($r=0.48-0.66$), док за колена и чланак није било могуће проценити степен корелисаности. Степен корелисаности ових променљивих, варирао је од субјекта до субјекта, крећући се између ниске и средње корелисаности.

Анализа сигнала пацијената након можданог удара

Након анализе здравих испитаника, чији ће резултати бити коришћени за поређење и идентификацију абнормалних шема хода, анализирани су сигнали пацијената.

На слици 4.7 приказани су резултати анализе принципијелних компоненти четири субјекта са мождаим ударом. Приказана су два пацијента из групе са брзином изнад $v=0.5\text{m/s}$ и Фугл-Мајер индексом ФМ~25 (слика 4.7, горњи панели), и два пацијента са брзином око $v=0.2\text{m/s}$ и Фугл-Мајер индексом ФМ~20 (слика 4.7, доњи панели). Леви панели приказују пацијенте из хроничне групе а десни из акутне. Најзначајнији закључак спроведене анализе је сазнање да субјекти који припадају акутној групи имају готово „нормалан“ циклограм непаретичне ноге. Ово потврђује да су синергије покрета ноге током хода пацијената у акутној фази блиске синергијама здравих испитаника. За разлику од њих, субјекти из хроничне групе имају измењене синергије обе ноге.

Бројне вредности циклограма дате су у табели 4.2.



Слика 4.7 Циклограми и Пирсонови коефицијенти корелације за четири субјекта са хемиплегијом. Горњи панели припадају субјектима са малим инвалидитетом, док доњи

приказују субјекте из групе са већим инвалидитетом. Леви панели показују два хронична субјекта, док десни панели приказују два субјекта у акутној фази хемиплегије.

Табела 4.2 Вредности анализе принципијелних компоненти за здраве субјекте и субјекте са хемиплегијом, подељене у четири групе на основу брзине хода. Истакнуте вредности указују на групу која се значајно разликује од здраве ($p < 0.05$).

ГРУПА		Φ1 + Φ2	Φ1	Φ2	
ЗДРАВИ СУБЈЕКТИ		88.3 ± 2.7	58.2 ± 2.7	29.2 ± 2.0	
v > 0.35 m/s	ХГ	86.82 ± 4.1	59.38 ± 3.8	35.31 ± 4.7	непаретична нога
	АГ	86.46 ± 5.0	57.99 ± 3.7	32.03 ± 4.9	
v < 0.35 m/s	ХГ	94.01 ± 4.9*	63.88 ± 3.8*	38.49 ± 5.3*	
	АГ	89.01 ± 3.9	56.06 ± 6.0	30.95 ± 5.0	
v > 0.35 m/s	ХГ	92.99 ± 4.2*	67.04 ± 3.6*	19.97 ± 3.2*	паретична нога
	АГ	95.77 ± 4.4*	66.31 ± 5.2*	29.46 ± 3.5*	
v < 0.35 m/s	ХГ	98.15 ± 1.3*	64.89 ± 5.1*	20.96 ± 3.4*	
	АГ	91.93 ± 3.6*	56.55 ± 4.4*	35.39 ± 4.1*	

Дискусија и закључци

Клиничке мере (Фугл-Мајеров индекс, Функционални тест кретања у амбулантним условима и Бергова скала баланса) нису указале на статистички значајне разлике између хроничних и акутних пацијената (табела 4.1).

Трајање интервала од контакта једне ноге са подлогом до поновног контакта те исте ноге (циклуса хода) код акутне групе износи између 1.95 и 3.05 секунде, док код хроничне групе траје дуже (2.05-3.5 секунде), али разлике у трајању нису статистички значајне. Дужине корака су биле сличне код акутне (0.71-0.81 метара) и хроничне групе (0.66-0.78 метара). Анализа других временских и просторних параметара такође није указала на значајне разлике.

Уобичајена мера квалитета хода је симетрија. Наша студија је показала да разлике у симетрији постоје између хроничне и акутне групе, али ни ове разлике нису биле статистички значајне (слика 4.4). Један од могућих разлога је велика варијација индекса симетрије у обе групе.

Анализа углова зглобова обе ноге (слика 4.5) указала је на разлике у кинематици између две групе. Најзначајније разлике уочене су на непаретичној ноzi. Абнормалне трајекторије углова зглобова су у складу са клиничком карактеризацијом хемиплегичног хода, и највероватније у директној вези са циркумдукцијом и подизањем кука навише.

Установљене разлике су детаљније анализирани методом анализе принципијелних компоненти. Утврдили смо да код здравих субјеката, прве две компоненте носе највећи део варијансе углова у зглобовима. Планарна коваријанса између углова зглобова, претходно описана у [189], представља ограничење које се са становишта механике може посматрати као редукција броја степени слободе система са три степена слободе на два. Самим тим, вредности углова два зглоба директно одређују вредност трећег угла.

Анализа података снимљених на пацијентима указала нам је на разлике у односу на здраву шему хода. Са порастом тежине хемиплегије, прве две принципијелне компоненте носе већи део укупне варијансе. Такође, расподела варијансе међу компонентама је другачија. Веће одступање од нормалне шеме хода огледа се у порасту прве принципијелне компоненте на рачун осталих, што у екстремним случајевима доводи готово до нестајања осталих компоненти. Гледано са становишта углова у зглобовима, може се рећи да они постају све више линеарно спрегнути. Оваква линеарна зависност смањује укупан број могућих комбинација углова у зглобовима.

Уколико упоредимо здраву шему хода окарактерисану планарном коваријансом са ходом пацијената кога карактерише готово линеарна коваријанса, можемо закључити да у случају повреде, неурални систем губи део својих могућности управљања. У студији Иваненка [189] је показано да се у случају хода који је на одређени начин ограничен (извођењем покрета у месту или

марширањем) трајекторија претвара у линију и да је коваријанса између углова линеарна. Тиме је потврђено да је у овом случају линеарност (доминација прве принципијелне компоненте) мера облигаторних синергистичких образаца.

Након анализе података акутних и хроничних пацијената са хемиплегијом, били смо у стању да идентификујемо одређене шеме поремећеног понашања. Резултати су приказани у табели 4.2. Уведена је и гранична брзина, постављена на вредност $v=0.35$ m/s, која раздваја функционално боље пацијенте од функционално лошијих.

Код пацијената из обе групе, акутних и хроничних, утврдили смо значајно одступање од здраве шеме на паретичној нози, независно од брзине хода. Расподела варијансе међу принципијелним компонентама се променила, као што је већ поменуто, померивши се ка првој принципијелној компоненти (прва ПК носи и до 67% укупне варијансе). Корелације углова у зглобовима показују значајно слабију спрегу кука и чланка, проузроковану делимичним или потпуним губитком покрета дорзифлексије. Ово води ка негативној корелисаности кука и колена.

Анализом непаретичне ноге дошли смо до занимљивих разлика између акутних и хроничних пацијената. Код свих акутних пацијената, на непаретичној нози постојала је шема хода врло слична здравој. За разлику од акутних, хроничне пацијенте бисмо могли поделити у две групе. Ова подела је у складу са претходно постављеном граничном брзином хода. Функционално бољи пацијенти имају или здраву шему хода на обе ноге или шему хода сличну акутним пацијентима. Хронична група која није повратила много од своје функционалности одликује се измењеном шемом хода на обе ноге, непаретичној и паретичној. Са становишта корелација углова, на непаретичној нози имамо негативно корелисане кук и чланак, као и негативно корелисане кук и колена. Паретична нога, у зависности од субјекта, показује различите врсте поремећаја.

Иако су сви хронични субјекти били укључени у најмање једну конвенционалну терапију, студија је показала да она није била подједнако корисна за све. Резултати добијени на основу сигнала субјеката акутне групе

показују да у овој раној фази терапије, пацијенти имају мање-више поремећену шему хода паретичне ноге и здраву шему непаретичне ноге. Ако погледамо разлике у шемама хода пацијената хроничне групе, можемо да закључимо да су они који су се боље опоравили, задржали здраву шему непаретичне ноге и исправили нарушену шему паретичне ноге, делимично или потпуно. Код субјеката чији квалитет хода није значајније унапређен, и поред чињенице да су били у процесу терапије дужи временски период, пронашли смо поремећене шеме хода на обе ноге. То показује да је током рехабилитационог процеса дошло до појаве компензационих механизма који су утицали не само на стање паретичне ноге, већ су довели и до нарушавања постојеће здраве шеме непаретичне ноге и онемогућили опоравак.

Највероватнији разлог за појаву абнормалних синергија је у самом циљу задатом приликом процеса рехабилитације хода: бржи ход и могућност преласка што већих растојања. То је очигледно резултовало синергијама хода које тренингом нису повратиле облик „здравих“ синергија (табела 4.2).

Ова студија је показала да је изузетно важно користити кинематичке податке и стохастичку анализу да би се обезбедили адекватни елементи за процену опоравка након одређеног третмана. Сматрамо да је применом анализе принципијелних компоненти могуће боље окарактерисати специфичне одлике поремећаја углова у зглобовима, у односу на уобичајено коришћене технике које у разматрање узимају само пар несуседних корака [197-200]. Ово се нарочито односи на студије у којима се истовремено анализирају акутни и хронични пацијенти са хемиплегијом. Квалитетнијим разумевањем механизма рехабилитације пацијената у хроничној фази хемиплегије, заснованом на резултатима стохастичке анализе, било би могуће правовремено проценити ефекте рехабилитационе терапије и донети одлуке о њеном даљем усмеравању.

5. АНАЛИЗА ЕЛЕКТРОМИОГРАФСКИХ ПАРАМЕТАРА ХОДА

Електромиографија је техника која се користи за снимање и евалуацију електричне активности коју генеришу мишићи. Снимање мишићне активности електродама постављеним на кожи изнад мишића, резултује детекцијом комплексних серија електричних потенцијала који настају као последица његове контракције. Овај тип електричног снимка се у пракси назива електромиограмом (ЕМГ).

Електромиографија је већ дуго времена саставни део клиничких студија. Дијагностиковање неуро-мишићних болести, бола у леђима, поремећаја моторне контроле, евалуација рехабилитационог поступка и детекција замора мишића, само су неке од њених могућих примена. Осим поменутих примена, електромиографски сигнали користе се и за управљање неуралним протезама горњих и доњих екстремитета.

Полимиографија представља посебан случај електромиографије, када се снимање мишићних активности обавља са више мишића истовремено. Она омогућава снимање и анализу комплексних моторних активности као што су шеме активација мишића, редоследи активација, односи агонистичких и антагонистичких мишића и рефлексии. Обрадом снимљених сигнала, добијају се параметри који говоре о томе да ли је активност неког мишића „нормална“, ван фазе или континуална и слично. Њена најзначајнија примена је у оквиру изучавања компликованих поремећаја функционалних покрета, када болест угрози групе мишића лица и врата, руку, ногу и тупа. Осим у случају поремећаја функције након можданог удара, ова метода често се примењује и у случају дистоније, спиналног миоклонуса, као и различитих врста тремора.

Квантитативном анализом ЕМГ сигнала могуће је дијагностиковати различита неуро-мишићна обољења. Метод за разликовање пацијената са миопатијом и неуропатијом од здравих приказан је у [201]. Полимиографија је

употребљена и за дијагностиковање поремећаја хода код деце, тремора, дистоније и миоклонуса [202].

Као мера опоравка моторне функције током рехабилитационог поступка и као метод за процену ефеката терапије хода, полимиографија је употребљена у студији [203]. Показано је да се на овај начин добија квантитативна процена опоравка која је значајан додатак постојећим клиничким тестовима.

У литератури која обухвата анализу ЕМГ сигнала, као најчешћи параметри се помињу: амплитуда ЕМГ сигнала [204;205], задати ниво (нпр. угла у зглобу приликом активације посматраног мишића) [206;207], трајање мишићне активности [208], коактивација [209;210]. У ређе разматране параметре убрајају се: зависност мишићне активности од брзине [211], модулација мишићне активности [208] и нагиб криве побуђивања [212]. Параметри се одређују у различитим околностима: на основу максималне вољне контракције или приликом извођења активних и пасивних покрета.

Полимиографија се користи и за идентификацију функционалних мишићних синергија. Оне се дефинишу као шеме коактивације мишића регрутоване заједничким, јединственим неуралним сигналом. Поступак подразумева мерење електромиографских сигнала са свих мишића који учествују у одређеном покрету. Сматра се да се анализом мишићних синергија може доћи до значајних сазнања везаних за стратегије нервног система при контроли покрета. Такође, мишићна активност директно зависи од активности моторних неурона, па се на основу ње може више сазнати и о функционалним неуралним дефицитима оболелог нервног система.

Систем електричне стимулације који би у себи садржао елементе биофидбека - аутоматско подешавање параметара стимулације или примену стимулације у складу са физичким стањем корисника, циљ је студија у којима се ЕМГ сензори интегришу у различите стимулаторе [159;213]. У студији [214], упоређене су две методе за тригероване електричне стимулације: ручни прекидач и детектор намере на бази електромиограма. Показало се да тригероване стимулације на бази ЕМГ сигнала доприноси бољој координацији и динамички

стабилнијем ходу. Аутори сматрају да се на овај начин стимулисана и вољна мишићна активност ефикасније усклађују током хода. Систем функционалне електричне стимулације за корекцију падајућег стопала на бази електромиографских снимака мишића тибиијалис антериора, приказан је у [215].

Детекција замора мишића је још једна од примена електромиографије. ЕМГ сигнали снимљени са квадрицепса, користе се за детекцију замора током стајања уз помоћ функционалне електричне стимулације [216].

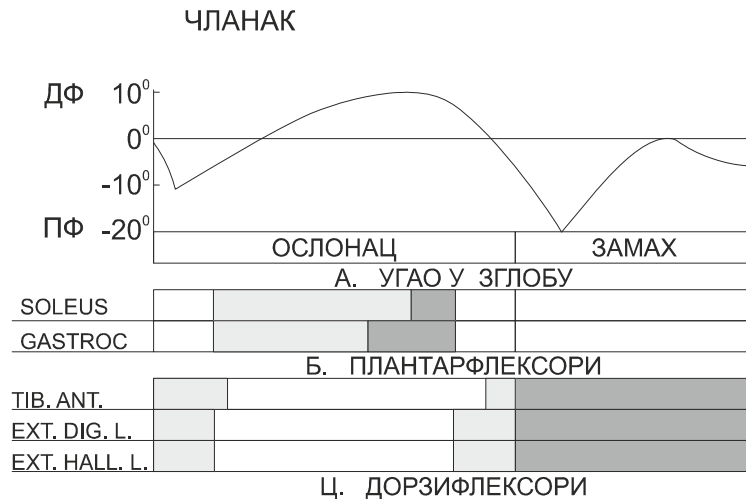
Употреба електромиографије је доступна технологија која није превише скупа. Ипак, њена примена ван клиничких услова још увек је прилично ограничена. Лоше репродуковање тачне позиције електрода, које у одређеним условима може довести и до лошег рада уређаја [217], импеданса коже, преслушавање канала („крос талк“), само су неки од постојећих проблема.

Мишићне синергије доњих екстремитета

У овом поглављу укратко су описане активности мишића који учествују у ходу. Детаљнији опис њихове функције и карактеристика њихове активације дат је у прилогу Д.

Мишићи дорзифлексори чланка.

Тибиијални мишићи активни су од тренутка одизања стопала од подлоге, кроз читаву фазу замаха, све до тренутка спуштања стопала на подлогу (слика 5.1). Приликом преласка из фазе ослонца у фазу замаха, они спречавају запињање стопала о подлогу, а осим тога, имају и улогу стабилизације чланка. Из ове групе, издваја се мишић тибиијалис антериор, који је због своје позиције нарочито погодан за снимање ЕМГ сигнала, па се као такав често користи у студијама које се баве корекцијом падајућег стопала.



Слика 5.1 Шеме активације мишићних активности мишића плантарфлексора чланка (Б) и дорзифлексора чланка (Ц). Осим мишићних активности, на слици је приказана и трајекторија угла у чланку (А). Преузето из [218].

Мишићи плантарфлексори чланка.

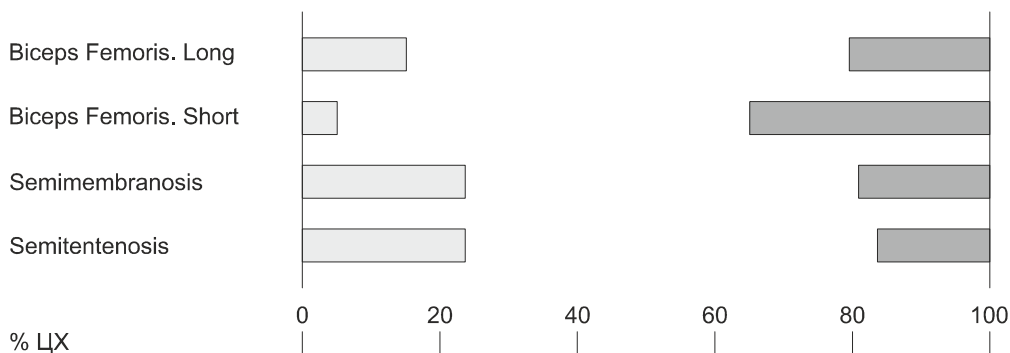
Ови мишићи су претежно активни у фази ослонца. Њихова активност престаје непосредно пре краја ове фазе (око 40% циклуса хода). Они пре свега утичу на прогресију тела унапред уз екстензију колена, али су задужени и за одизање стопала од подлоге пре почетка фазе замаха [219].

Предња мускулатура надколена – Квадрицепс

Квадрицепс је код већине пацијената активан током преласка из фазе замаха у фазу ослонца, док у другим деловима циклуса хода његова активност варира у зависности од субјекта. Његова основна улога је стабилизација колена приликом преношењу тежине на ногу.

Задња мускулатура надколена – Хамстринг

Хамстринг је назив за групу од три мишића, који су активни током преласка из фазе замаха у фазу ослонца (слика 5.2). Ови мишићи успоравају тело током фазе крајњег замаха ради уласка у фазу ослонца. Затим се њихова функција мења и постају задужени за преношење тежине на ногу ослонца.



Слика 5.2 Шеме активације мишићних активности мишића задњег дела надколенице. Преузето из {[220]}.

Полимиографска анализа хода⁴

Рехабилитација хода која је усмерена на поновно учење и успостављање „здравих“ моторних функција је важна компонента рехабилитације пацијената са хемиплегијом [221]. Употреба функционалне електричне стимулације у рехабилитацији ових пацијената је могућа, али је треба ускладити са вољном контролом њихових мишића која у мањој или већој мери и даље постоји. При том, вољна контрола мишића ових пацијената разликује се од вољне контроле код здравих особа.

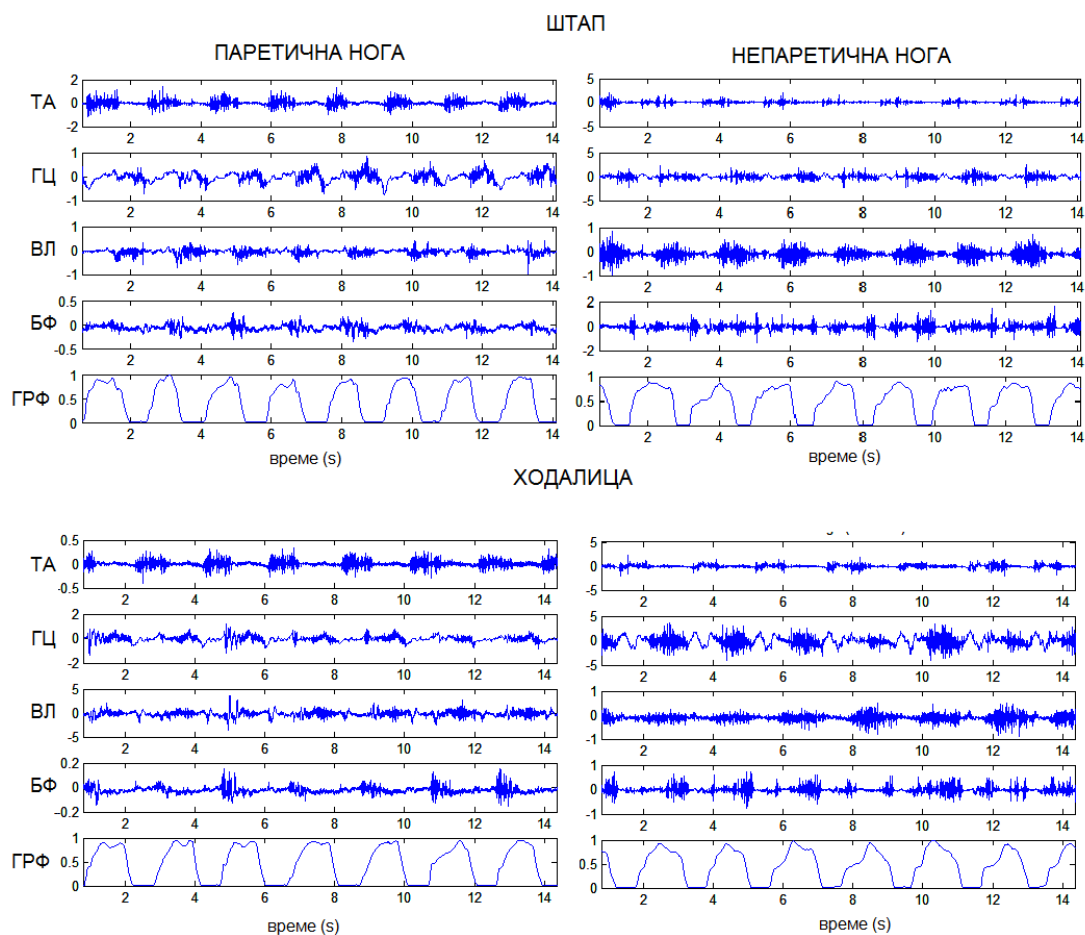
У овом поглављу приказана је полимиографска анализа као метод за одређивање мишићних активација при ходу пацијента са хемиплегијом. Упоредне су мишићне активности при ходу са различитим асистивним средствима: штапом и моторизованом ходалицом „Walkaround“.

Подаци за студију су преузети из опширније клиничке студије о асистенцији хода хибридном системом [222]. У разматрање су узети само подаци снимљени првог дана, под истим условима и без ефеката тренинга. Одабрано је 10

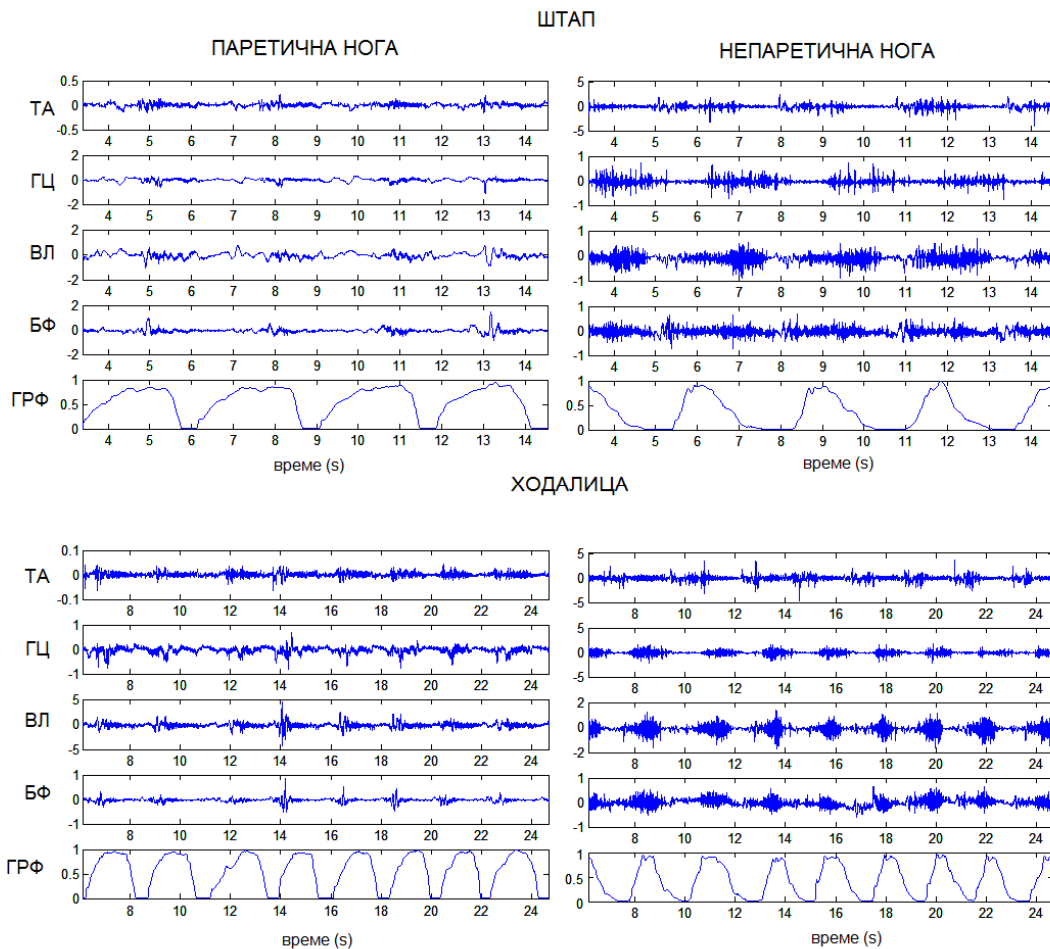
⁴ Из рада у припреми: N. Miljković, I. Milovanović, A. Dragin, Lj. Konstantinović, D.B. Popović, „Muscle synergies in stroke patients during the training of the gait: Body Postural Support vs. „cane/therapist“ assistance“. Део резултата презентован је на конференцији: I. P. Миловановић, М. Ђурић-Јовић, „Polymyography during hemiplegic walking: Implications for control of FES. In: IFESS 2010 Conference, Sep 8- Sep 12, Vienna, Austria.

насумичних пацијената. Циљ истраживања био је да се утврди како изгледа вољна контрола мишића пацијената са хемиплегијом и да ли се, и на који начин, мењају мишићне активације при коришћењу различитих помагала. Размотрена је и могућност коришћења снимљених електромиографских сигнала за управљање функционалном електричном стимулацијом.

На сликама 5.3 и 5.4 су приказани оригинални сигнали два репрезентативна субјекта, снимљени на паретичној и непаретичној ноzi, при ходу са штапом и у ходалици.



Слика 5.3 Површински ЕМГ сигнали снимљени са пацијента бр. 1 током хода у ходалици и са штапом. На крајњим доњим графицима су приказане силе реакције подлоге снимљене сензорима силе.



Слика 5.4 Површински ЕМГ сигнали снимљени са пацијента бр.2 током хода у ходалици и са штапом. На крајњим доњим графицима су приказане силе реакције подлоге снимљене сензорима силе.

Слика 5.4. Површински ЕМГ сигнали снимљени са пацијента бр.2 током хода у ходалици и са штапом. На крајњим доњим графицима су приказане силе реакције подлоге снимљене сензорима силе.

Из приказаних сигнала се види да у оба случаја постоје значајна одступања од здраве шеме мишићних активација као и то да постоје велике разлике од пацијента до пацијента. Показана варијабилност ЕМГ сигнала га чини непогодним за управљање функционалном електричном стимулацијом. Такође, она доводи до закључка да се ефикасно управљање асистивним системом на бази

електричне стимулације може реализовати једино за сваког корисника појединачно.

Упркос варијабилности, електромиографија се може користити за процену квалитета хода и праћење рехабилитационих ефеката. На основу снимљених мишићних активности током терапијског поступка, поређењем са мишићним шемама здравог хода, може се пратити напредак, усмерити или кориговати ток терапије и избећи настанак компензаторних механизма.

Иако се у литератури често помиње ход „карактеристичан“ за хемиплегичне пацијенте, важно је знати да не постоји таква заједничка шема хода чији се скуп карактеристика може видети код сваког пацијента. Покушаји да се анализом различитих електромиографских параметара хода дође до група пацијената са сличним карактеристикама, нису дали релевантне резултате. У прилог овоме говори и чињеница да се у литератури може пронаћи тек неколико таквих класификација [33], од којих ни једна није у званичној клиничкој употреби. Све је више присутно мишљење да сваки пацијент има одређену комбинацију из широког спектра дефицита карактеристичних за хемиплегију, која резултује одговарајућом, њему специфичном, шемом мишићних активација. Због тога је важно прилагодити терапију индивидуалним потребама и могућностима сваког пацијента [223].

У наставку ће бити показана полимиографска анализа примењена на сигнале јединственог субјекта. Важно је напоменути да у овом случају, представљање јединственог субјекта не смањује генерализованост, с обзиром да и у практичним применама, стратегију рехабилитације и контролу асистивног система треба моделовати за сваког корисника појединачно.

Подаци који су овде представљени снимљени су на пацијенту оболелом од хемиплегије, старом 56 година, у акутној фази (3 недеље након шлога). Његов Фугл-Мајер индекс за доње екстремитете је одређен од стране терапеута и износио је 22. Пацијент није имао других неуролошких дефицита, и когнитивно је био у стању да прати наше инструкције. У тренутку прикупљања података, пацијент је могао да стоји на паретичној нози и да се креће брзином од 0.43 m/s уз

употребу штапа. Пацијент је потписао информисану сагласност након што је детаљно упознат са циљем и протоколом студије.

Инструментација и метод

Подаци су снимљени приликом два различита модалитета хода: при ходу уз помоћ штапа (слика 5.5, лева страна) и при ходу уз помоћ моторизоване ходалице Walkaround [224] (слика 5.5, десна страна).

Пацијент је имао задатак да хода дуж равне стазе дуге 10 метара. Подаци прикупљени током првог и последњег метра пређене дужине, искључени су из анализе. Оба задатка су поновљена неколико пута и само карактеристични сигнали су узети у разматрање.



Слика 5.5 Пацијент хода уз помоћ моторизоване ходалице (Walkaround, слика лево); и уз помоћ штапа (слика десно) током снимања у Заводу за рехабилитацију „Др Мирослав Зотовић“, Београд.

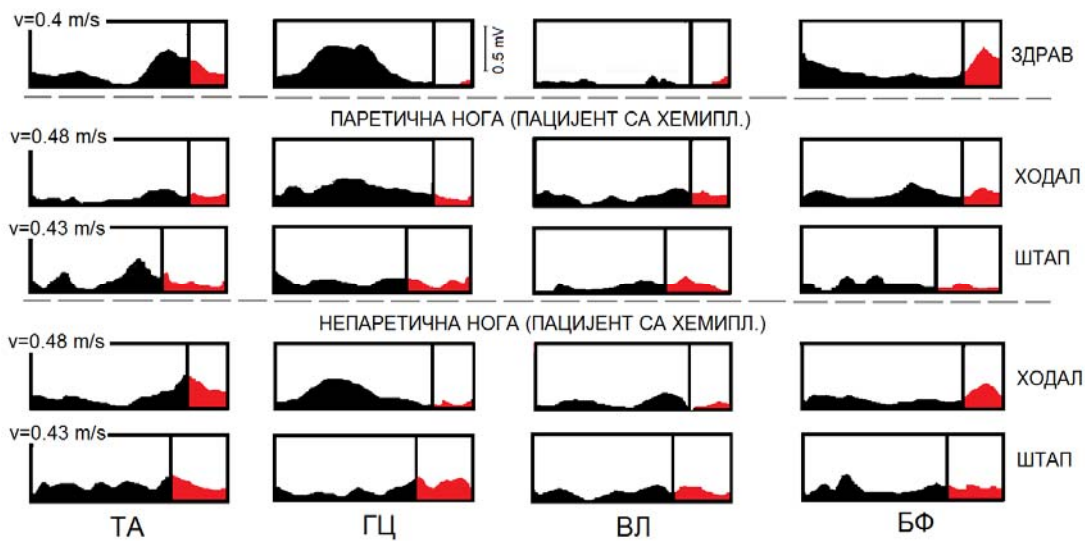
Површински ЕМГ сигнали снимљени су са 4 мишића обе ноге: Тибијалис anteriора (ТА), Гастрокнемијуса (ГЦ), Вастус латералиса (ВЛ) и Бицепс Фемориса (БФ). За снимање су коришћене GS 26 (Bio-Medical Ins.) Ag/AgCl електроде за једнократну употребу и Biovision ЕМГ-појачавачи [225]. Приликом снимања је поштована процедура предложена у „SENIAM“ протоколу [226]. Осим електромиографских сигнала, снимљене су и силе реакције подлоге помоћу уложака за ципелу опремљеним сензорима силе [180].

За аквизицију података коришћени су LabView 8.2 софтвер и NI-USB-6212 аквизициона картица повезана на Sony Vaio UX Premium Micro PC. Брзина семпловања ЕМГ сигнала била је 1000 Hz, а брзина семпловања сила реакција подлоге 100 Hz. ЕМГ сигнали су најпре исправљени, а затим је урађена екстракција енvelope нископропусним филтром четвртог реда (Butterworth, $f_c=6\text{Hz}$).

Резултати

На слици 5.6 су приказани исправљени и филтрирани ЕМГ сигнали са паретичне и непаретичне ноге одабраног субјекта, током једног циклуса хода, са штапом и у ходалици. Направљено је поређење са ЕМГ сигнаlima здравог субјекта.

У приказаном примеру, трајање фазе замаха које је при ходу са штапом износило 23% од укупног трајања циклуса хода (ЦХ), повећало се при ходу у ходалици на 34% од укупног трајања ЦХ. Трајање фазе замаха на паретичној нози се повећало са 26% ЦХ за ход са штапом на 38% ЦХ за ход са ходалицом. Продужено трајање фазе замаха при ходу у ходалици је по вредности слично дужини фазе замаха здравих субјеката при спором ходу. Као што је и очекивано, ходалица није допринела повећању симетрије између паретичне и непаретичне ноге. Средња брзина хода износила је $v = 0.43 \text{ m/s}$ и $v = 0.48 \text{ m/s}$ за ход са штапом и ходалицом, респективно.



Слика 5.6 ЕМГ енвелопе током једног циклуса хода снимљене при: спором ходу здравих субјектата (први хоризонтални ред графика, $v = 0.4 \text{ m/s}$), ходу са ходалицом (ХОДАЛ, $v = 0.48 \text{ m/s}$), ходу са штапом (ШТАП, $v = 0.43 \text{ m/s}$). Вертикалне линије означавају границу између фазе ослонца и фазе замаха.

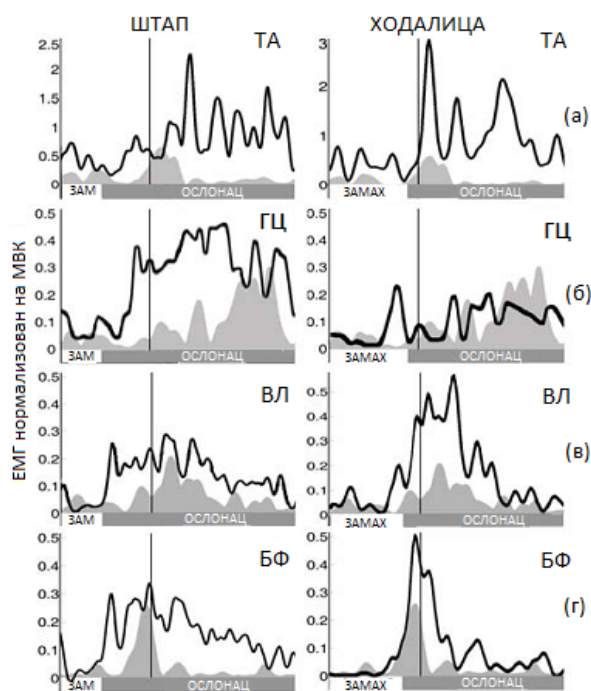
Са слике се види да се и у случају хода са штапом и у случају хода са ходалицом, ЕМГ профили на паретичној и непаретичној нози субјекта разликују од ЕМГ профила здравог субјекта. Ипак, може се приметити да су ЕМГ профили хода са ходалицом по облику сличнији профилима здравог субјекта. Највеће разлике постоје између ЕМГ профила на непаретичној нози, где се ходом у ходалици успостављају готово здраве мишићне активације.

Брзина хода са ходалицом је била око 10% већа него при ходу са штапом, и највероватније је повезана са осећајем сигурности коју је пацијент имао при ходу у ходалици.

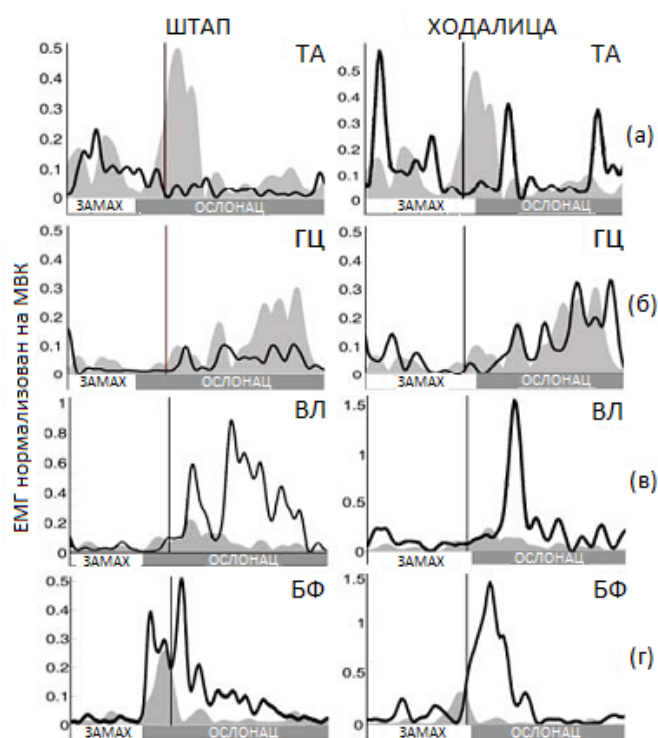
На сликама 5.7 и 5.8, приказани су филтрирани и нормализовани ЕМГ сигнали, снимљени са непаретичне и паретичне ноге хемиплегичног пацијента, респективно. ЕМГ сигнали снимљени током хода са штапом приказани су на левим панелима, а током хода са ходалицом на десним панелима обе слике. Вертикалне линије показују границу између фазе замаха и фазе ослонца код

здрoгoг испитаникa, кoји ћe сe овдe коритити кaо пример здрaвe шeмe хoдa. Трaјaњa фaзa зaмaхa и oслoнцa прикaзaнa су дуж хoризонтaлнe oсe.

Синeргијe мишићних активaцијa квантификoвaнe су одрeђивaњeм кaрaктеристичних врeмeнских тренутaкa мишићних активaцијa и њихoвих aмплитудa. Нa свaкoм од пoјeдинaчних мишићa изрaчунaтe су прoсeчнa aмплитудa и врeмeнскo трaјaњe мишићнe активнoсти (burst duration). Сви пaрaмeтри су одрeђивaни нa зaсeбним циклусимa хoдa (ЦХ). Врeмeнски пaрaмeтри су нoрмaлизoвaни у oднoсу нa врeмe трaјaњa циклусa хoдa, рaчунaтим од тренуткa кoнтaктa пeтe сa пoдлoгoм. Нoрмaлизoвaни ЕМГ је рaчунaт у oднoсу нa мaксимaлну вреднoст ЕМГ сигнaлa кoји је измeрeн зa свaки мишић пoјeдинaчнo нeпoсрeднo прe пoчeткa снимaњa сeсијa хoдa. Мaксимaлни ЕМГ је снимљeн тoкoм извoђeњa мaксимaлних изoмeтријских кoнтрaкцијa (MVC) при сaвлaдaвaњу oтпoрa.



Слика 5.7 Нoрмaлизoвaни ЕМГ сигнaли сa нeпaрeтичнe нoгe пaцијeнтa (црнa линијa) и сигнaли сa здрaвoг субјeктa (сивa пoвршинa).



Слика 5.8 Нормализовани ЕМГ сигнали са паретичне ноге пацијента (црна линија) и сигнали са здравог субјекта (сива површина)

Дискусија

Приликом поређења мишићних активности непаретичне ноге, при ходу са различитим асистивним направама, пронађене су значајне разлике у шемама мишићних активација у односу на шеме здравих активација (слика 5.7). Током хода уз помоћ штапа, временски параметри мишићних активација указују на продужене мишићне активности ТА (35% дужи), ВЛ и БФ (40% и 50% дужи, респективно). Уз то су примећени и дужи периоди коконтракције мишића ТА-ГЦ (20% дужи) и ВЛ-БФ (60% дужи). Ходењем у ходалици долази до значајног смањења дужине трајања БФ (скоро 40 %) док се активност ТА није променила. Ове абнормалне синергије непаретичне ноге могу се пронаћи и у [14;17], где се тумаче као компензација за недостатак вољне контроле паретичне ноге.

Полимиографска анализа паретичне ноге показала је на који начин асистивно средство утиче на ход пацијента и сугерише да шеме стимулације које се намећу ФЕС-ом треба прилагодити типу асистенције.

Ход са штапом, услед немогућности дорзифлексије чланка паретичне ноге, одликује се мањим амплитудама ЕМГ сигнала ТА и ГЦ мишића у односу на активације мишића здравог субјекта.

Здрав ТА уобичајено има два карактеристична периода активности, током контакта пете са подлогом и током фазе иницијалног замаха (дорзифлексија), што је у складу са [145]. При ходу са штапом, активност ТА постоји само у фази замаха, док први период активације, који служи за стабилизацију ноге по спуштању на подлогу недостаје (слика 5.8а).

Са слике 5.8б, може се приметити да здрава мишићна активност мишића ГЦ има амплитуде пикова које се константно повећавају, од фазе средишњег замаха до фазе одизања прстију од подлоге, у којој достижу највеће вредности. Највише вредности у фази одизања прстију одговорне су за прогресију тела унапред. Код субјеката са хемиплегијом, при ходу са штапом, мишић ГЦ достиже своје максималне вредности у фази средишњег ослонца, што је праћено даљим падом амплитуда пикова ка фази завршног ослонца.

Мишић БФ има продужено трајање у фази ослонца (34% од укупног трајања ЦХ), што је за око 10% дуже него код здравог испитаника (око 20%).

У ходалици, амплитуде ТА и ГЦ мишића се повећавају до нивоа карактеристичних за здраве. Период активности ТА мишића за време фазе иницијалног контакта се поново успоставља (слика 5.8а), а мишић ГЦ поново има видљиво повећање амплитуда пикова ка завршетку фазе ослонца (слика 5.8б). Активност мишића БФ је скраћена на 23% од ЦХ здравог испитаника.

Са обе асистивне направе, активност ГЦ мишића личи на здраву активност, и задржава исти облик активације при ходу са штапом и у ходалици. Мишић ВЛ такође не показује атипично понашање.

Разлике пронађене у мишићним активацијама указују на потребу да се шема стимулације прилагоди коришћеном типу асистенције. Уколико се ФЕС примењује приликом хода пацијента са штапом, потребно је стимулисати ТА-ГЦ комплекс, не би ли се обезбедила стабилизација ноге током њеног спуштања на подлогу и довољно снаге за прогресију тела унапред током фазе завршног ослонца. Када је као асистивно средство употребљена ходалица, ово није случај. Ходањем у ходалици, шема мишићних активација обе ноге је сличнија шеми здравих активација, а подразумева краће трајање мишићне активности и мање коконтракције. Правилније држање тела у ходалици и део тежине тела који на себе преузима ходалица, пружа већу стабилност при ходу и смањује потребу за стимулацијом, што се види и из електромиографске анализе.

Закључак

Ова студија показује да је приликом одлучивања о стратегији стимулације неопходно узети у обзир и тип коришћене асистенције при ходу. Метод који је представљен омогућава итеративну промену стимулационих синергија током терапије (нпр. једном недељно). Софтвер који смо развили омогућава да ова итеративна процедура буде коришћена и од стране клиничара.

6. ЗАКЉУЧАК

Циљ ове тезе је био развој методе за објективно праћење карактеристика хода (кинематике и динамике) и карактеристика мишићне активности при ходу у клиничким условима ради унапређења управљања асистивним системом и праћења опоравка пацијената у току рехабилитације.

У докторској дисертацији су показани следећи резултати:

Примена и поређење метода машинског учења ради формирања базе знања. У другом поглављу тезе, анализирани су две технике машинског учења са могућношћу предикције временских серија: нелинеарна ауторегресивна неурална мрежа (*NARX*) и фази инферентни систем на бази адаптивне мреже (*ANFIS*), са циљем формирања базе знања за управљање вишеканалном функционалном електричном стимулацијом у реалном времену. На основу акцелерометарских и жirosкопских сигнала, вршена је предикција мишићних активности паретичне и непаретичне ноге. Мреже су упоређене са становишта минималног броја сензора потребног за прецизну предикцију, грешака у одређивању временских догађаја, броја лажних детекција и могућности генерализације. Поређењем техника, показало се да се обе методе могу применити за аутоматско генерисање правила, и да свака од њих има одређене предности. Самим тим, технику машинског учења би требало изабрати у зависности од циља који се жели постићи. Захваљујући релативно једноставној процедури прикупљања података, током свега неколико сесија хода, и брзом тренингу представљених неуралних мрежа, могуће је направити базу знања која је потпуно прилагођена индивидуалном кориснику и добијени модел имплементирати у вишеканални ФЕС систем што потврђује хипотезу Х1. Наведени приступ захтева од корисника повремену модификацију контролног алгоритма, итеративно, током тренинга, у складу са променама активационих шема мишића ноге услед опоравка.

Унапређење сензорског система за процену силе реакције подлоге при ходу. Развијен је метод за прављење улошка за ципелу са интегрисаним сензорима

силе. Положај сензора омогућава регистровање силе на местима палца, метатарзалне области и пете, а постоји и могућност моделирања опсега промене отпорности сензора. Направљене су две конфигурације улошка, са три и са пет сензора силе. Конфигурација са три сензора је првенствено намењена системима са електричном стимулацијом док је конфигурација са пет сензора намењена анализи хода у клиничком окружењу. Систем је тестиран и упоређен са претварачима силе у напон, као и са комерцијалним *GaitRite* системом. Показано је да је систем поуздан и практичан јер је његово постављање једноставно и изискује знатно мање времена у односу на постављање дискретних ФСР сензора, а у односу на *GaitRite* омогућава праћење активности на произвољном простору који није ограничен димензијама сензорске површине. Сензорски уложак је постао саставни део преносивог бежичног система за анализу хода „БУДА“ и коришћен је за снимање хода пацијената оболелих од хемилегије, Паркинсонове болести и мултипле склерозе. У недостатке овог система спадају пре свега могућност савијања улошка унутар обуће, кртост и ломљивост сензора и штампаних контаката, као и раслојавање улошка под утицајем влаге у ципели.

Развој методе за праћење опоравка пацијената након možданог удара на основу кинематичких сензора. У четвртом поглављу тезе, представљен је метод за анализу кинематичких синергија пацијената у акутној и хроничној фази хемиплегије. Применом различитих метода карактеризације хода, утврђено је да уобичајено коришћени клинички тестови (Фугл-Мајеров-а скала, Бергова скала баланса, Функционални тест кретања у амбулантним условима) и кинематичке мере (брзина хода, симетрија, каденца и сл.) нису довољно осетљиви и не указују на разлику у карактеристикама моторног дефицита пацијената акутне и хроничне групе. Једина мера која је указала на значајне разлике у квалитету хода пацијената ове две групе, односи се на кинематичке синергије углова у зглобовима. Откривене разлике даље су анализиране помоћу стохастичке методе, анализе принципијелних компоненти. Смањење броја принципијелних компоненти са порастом озбиљности хемиплегије, може се посматрати као редукција броја степени слободе посматраног система. У случају посматраних кинематичких синергија, може се закључити да оне постају примитивније, јер их карактерише линеарна зависност углова у зглобовима. Самим тим, укупан број могућих

комбинација углова у зглобовима је смањена, а уједно и могућност селективне контроле.

Захваљујући развијеној методи анализе кинематичких синергија, уочене су и значајне разлике у механизмима хода пацијената из акутне и хроничне групе. Показано је да на лошији исход рехабилитационог поступка значајно утичу компензаторни механизми који се након одређеног времена могу појавити на обе ноге, паретичној и непаретичној, и тако спречити поновно успостављање здравих синергија. Ова појава је примећена на пацијентима хроничне групе који и након активног тренинга, нису успели да поврате функционалан ход.

Применом анализе принципијелних компоненти могуће је боље окарактерисати специфичне одлике поремећаја у ходу у односу на уобичајено коришћене технике. Ова метода пружа увид у механизме који резултирају поремећајима хода и омогућава усмеравање терапије ради елиминације истих.

Овај метод потврђује хипотезу Х2.

Развој методе за анализу мишићних синергија. Полимиографски поступак приказан у петом поглављу тезе, омогућава анализу мишићних синергија и указује на начин на који су оне измењене код пацијената након можданог удара. У студији је извршена упоредна анализа мишићних активности при ходу са два асистивна средства: штапом и моторизованом ходалицом *Walkaround*. Оба модалитета хода су упоређена са здравим обрасцем. Показано је да се ЕМГ сигнали различитих пацијената у великој мери разликују, али да разлике постоје и код истог пацијента који хода уз помоћ различитих помагала. Оваква варијабилност чини ЕМГ сигнале непогодним за управљање асистивним системима и указује на потребу да се контрола електричне стимулације реализује за сваког пацијента појединачно и да буде прилагођена коришћеном типу асистенције. Студија је показала да се ЕМГ сигнали могу користити за процену квалитета хода и ефеката терапије, где се анализом мишићних синергија може доћи до значајних закључака о дефицитима посматраног хода.

Ово потврђује хипотезу Х3, да је формирање модела хода који је индивидуалан, не само могуће већ и неопходно услед великих разлика које постоје међу пацијентима.

7. ПРЕДЛОГ ЗА БУДУЋА ИСТРАЖИВАЊА

Унапређење улошка за ципелу са сензорима силе

Уложак за ципелу са интегрисаним сензорима силе примењен за дијагностиковање поремећаја хода могао би значајно допринети ефикасности извођења и тачности ових студија. Бежична комуникација улошка за ципелу са остатком система, искључила би проблем конектора и побољшала целокупну поузданост система. Употребом флексибилније пластике или других врста сензора (нпр. „хидроћелије“), проблем ломљивости и раслојавања сензора под утицајем влаге могао би бити превазиђен.

Анализа кинематике хода

На основу резултата добијених анализом принципијелних компоненти могуће је развити дијагностички модел за коришћење у свакодневној клиничкој пракси. Један од предуслова за то је развој софтвера који би омогућио примену поступка уз пар једноставних инструкција, за коју није неопходно темељно познавање статистичке анализе. Такође, резултати анализе, за сада представљају само грубе смернице у погледу дефицита локомоторног система. Потребно је истражити да ли је на основу добијених резултата могуће увести конкретне мере које би у клиничком окружењу имале јаснији смисао и боље указивале на природу дефицита. Поставља се и питање да ли би неке друге стохастичке методе дале резултате који су у директнијој вези са постојећим клиничким мерама.

Анализа мишићних активности хода

На основу полимиографске студије приказане у поглављу 4, може се даље истражити могућност коришћења ове методе за формирање стимулационих секвенци за постојеће хибридне асистивне рехабилитационе системе. Бежични систем за електромиографију, омогућио би једноставнију употребу и ефикасније извођење оваквих студија.

Употреба неуралних мрежа

У даљем раду, потребно је имплементирати неуралну мрежу у систем управљања функционалном електричном стимулацијом. На основу поступка предложеног у оквиру тезе, у поглављу 5, могућа је имплементација мреже која би била тренирана у „оф-лајн“ режиму. У случају недовољно тачне предикције, следећи корак би могао бити примена „он-лајн“ учења, код кога се обучавање мреже ни у једном тренутку не зауставља, већ се током хода, на основу снимљених „фидбек“ сигнала, њено обучавање коригује и тако добија већа тачност.

ЛИТЕРАТУРА

- [1] Hickey J.V., *The Clinical Practice of Neurological and Neurosurgical Nursing*, 5 ed Lippincott, Philadelphia, 2003.
- [2] J. L. Hinkle and M. McKenna Guanci, "Acute ischaemic stroke," 2007, pp. 285-293.
- [3] K. Osborn, Wraa C.E., and Watson A.B., *Medical-surgical nursing: preparation for practice* Pearson Prentice Hall, 2010.
- [4] H. P. von Schroeder, R. D. Coutts, P. D. Lyden, Billings E Jr, and V. L. Nickel, "Gait parameters following stroke: a practical assessment," *J Rehabil. Res. Dev.*, vol. 32, no. 1, pp. 25-31, Feb.1995.
- [5] R. W. Bohannon, "Gait performance of hemiparetic stroke patients: selected variables," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 68, no. 11, pp. 777-781, Nov.1987.
- [6] C. D. Cozean, W. S. Pease, and S. L. Hubbell, "Biofeedback and functional electric stimulation in stroke rehabilitation," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 69, no. 6, pp. 401-405, June1988.
- [7] M. A. Dettmann, M. T. Linder, and S. B. Sepsic, "Relationships among walking performance, postural stability, and functional assessments of the hemiplegic patient," *Am. J Phys. Med.*, vol. 66, no. 2, pp. 77-90, Apr.1987.
- [8] R. G. Burdett, D. Borello-France, C. Blatchly, and C. Potter, "Gait comparison of subjects with hemiplegia walking unbraced, with ankle-foot orthosis, and with Air-Stirrup brace," *Phys. Ther.*, vol. 68, no. 8, pp. 1197-1203, Aug.1988.
- [9] M. E. Brandstater, B. H. de, C. Gowland, and B. M. Clark, "Hemiplegic gait: analysis of temporal variables," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 64, no. 12, pp. 583-587, Dec.1983.

- [10] L. Dipietro, H. I. Krebs, S. E. Fasoli, B. T. Volpe, J. Stein, C. Bever, and N. Hogan, "Changing motor synergies in chronic stroke," *J Neurophysiol.*, vol. 98, no. 2, pp. 757-768, Aug.2007.
- [11] C. G. Goetz and E. J. Pappert, *Textbook of Clinical Neurology* Saunders, 1999.
- [12] A. Pollock, G. Baer, V. Pomeroy, and P. Langhorne, "Physiotherapy treatment approaches for the recovery of postural control and lower limb function following stroke," *Cochrane. Database. Syst. Rev.*, no. 1, p. CD001920, 2007.
- [13] G. Yavuzer, "Postural control in hemiparetic patients after stroke," 9 ed 2006, pp. 76-79.
- [14] G. G. HIRSCHBERG and M. NATHANSON, "Electromyographic recording of muscular activity in normal and spastic gaits," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 33, no. 4, pp. 217-225, Apr.1952.
- [15] G. L. Smidt and M. W. Rogers, "Factors contributing to the regulation and clinical assessment of muscular strength," *Phys. Ther.*, vol. 62, no. 9, pp. 1283-1290, Sept.1982.
- [16] N. Arene and J. Hidler, "Understanding motor impairment in the paretic lower limb after a stroke: a review of the literature," *Top. Stroke Rehabil.*, vol. 16, no. 5, pp. 346-356, Sept.2009.
- [17] S. B. WORTIS, M. MARKS, G. G. HIRSCHBERG, and M. NATHANSON, "Gait analysis in hemiplegia," *Trans. Am. Neurol. Assoc.*, vol. 56, pp. 181-183, 1951.
- [18] N. A. Bernshtein, *The co-ordination and regulation of movements* Pergamon Press, 1967.
- [19] A. Alexandrov, A. Frolov, and J. Massion, "Axial synergies during human upper trunk bending," *Exp. Brain Res.*, vol. 118, no. 2, pp. 210-220, Jan.1998.

- [20] E. Bizzi, S. F. Giszter, E. Loeb, F. A. Mussa-Ivaldi, and P. Saltiel, "Modular organization of motor behavior in the frog's spinal cord," *Trends Neurosci.*, vol. 18, no. 10, pp. 442-446, Oct.1995.
- [21] A. d'Avella, P. Saltiel, and E. Bizzi, "Combinations of muscle synergies in the construction of a natural motor behavior," *Nat. Neurosci.*, vol. 6, no. 3, pp. 300-308, Mar.2003.
- [22] V. Krishnamoorthy, M. L. Latash, J. P. Scholz, and V. M. Zatsiorsky, "Muscle synergies during shifts of the center of pressure by standing persons," *Exp. Brain Res.*, vol. 152, no. 3, pp. 281-292, Oct.2003.
- [23] C. D. Mah, M. Hulliger, R. G. Lee, and I. S. O'Callaghan, "Quantitative analysis of human movement synergies: constructive pattern analysis for gait," *J. Mot. Behav.*, vol. 26, no. 2, pp. 83-102, June1994.
- [24] M. Popovic and D. Popovic, "Cloning biological synergies improves control of elbow neuroprosthesis," *IEEE Eng Med. Biol. Mag.*, vol. 20, no. 1, pp. 74-81, Jan.2001.
- [25] F. E. Zajac, R. R. Neptune, and S. A. Kautz, "Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations," *Gait. Posture.*, vol. 16, no. 3, pp. 215-232, Dec.2002.
- [26] D. J. Clark, L. H. Ting, F. E. Zajac, R. R. Neptune, and S. A. Kautz, "Merging of healthy motor modules predicts reduced locomotor performance and muscle coordination complexity post-stroke," *J. Neurophysiol.*, vol. 103, no. 2, pp. 844-857, Feb.2010.
- [27] S. Brunnstrom, *Movement therapy in hemiplegia: a neurophysiological approach* Medical Dept., Harper & Row, 1970.
- [28] S. A. Sahrman and B. J. Norton, "The relationship of voluntary movement to spasticity in the upper motor neuron syndrome," *Trans. Am. Neurol. Assoc.*, vol. 102, pp. 108-112, 1977.

- [29] S. B. O'Sullivan and T. J. Schmitz, "Stroke," in *Physical Rehabilitation*, 5 ed. S. B. O'Sullivan and T. J. Schmitz, Eds. F.A. Davis, 2007, p. 720.
- [30] J. Perry, R. L. Waters, and T. Perrin, "Electromyographic analysis of equinovarus following stroke," *Clin Orthop. Relat Res.*, no. 131, pp. 47-53, Mar.1978.
- [31] S. Carlsoo, A. G. Dahlof, and J. Holm, "Kinetic analysis of the gait in patients with hemiparesis and in patients with intermittent claudication," *Scand. J Rehabil Med*, vol. 6, no. 4, pp. 166-179, 1974.
- [32] M. Peat, H. I. Dubo, D. A. Winter, A. O. Quanbury, T. Steinke, and R. Grahame, "Electromyographic temporal analysis of gait: hemiplegic locomotion," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 57, no. 9, pp. 421-425, Sept.1976.
- [33] E. Knutsson and C. Richards, "Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients," *Brain*, vol. 102, no. 2, pp. 405-430, June1979.
- [34] M. MARKS and G. G. HIRSCHBERG, "Analysis of the hemiplegic gait," *Ann. N. Y. Acad. Sci*, vol. 74, no. 1, pp. 59-77, Sept.1958.
- [35] M. B. Popovic, "Control of neural prostheses for grasping and reaching," *Med Eng Phys*, vol. 25, no. 1, pp. 41-50, Jan.2003.
- [36] B. J. Kollen, S. Lennon, B. Lyons, L. Wheatley-Smith, M. Scheper, J. H. Buurke, J. Halfens, A. C. H. Geurts, and G. Kwakkel, "The Effectiveness of the Bobath Concept in Stroke Rehabilitation," *Stroke*, vol. 40, no. 4, p. e89-e97, Apr.2009.
- [37] 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," *Scand. J Rehabil Med*, vol. 7, no. 1, pp. 13-31, 1975.
- [38] D. J. Gladstone, C. J. Danells, and S. E. Black, "The fugl-meyer assessment of motor recovery after stroke: a critical review of its measurement properties," *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 16, no. 3, pp. 232-240, Sept.2002.

- [39] S. Lennon, "The Bobath concept: a critical review of the theoretical assumptions that guide physiotherapy practice in stroke rehabilitation," 1 ed 1996, pp. 35-45.
- [40] M. Paci, "Physiotherapy based on the Bobath concept for adults with post-stroke hemiplegia: a review of effectiveness studies," *J Rehabil. Med.*, vol. 35, no. 1, pp. 2-7, Jan.2003.
- [41] J. Carr and R. Shepherd, *A Motor Relearning Programme for Stroke*, 3 ed Oxford: Heinemann Physiotherapy, 1987.
- [42] P. Langhorne, J. Bernhardt, and G. Kwakkel, "Stroke rehabilitation," *Lancet*, vol. 377, no. 9778, pp. 1693-1702, May2011.
- [43] J. Hidler, D. Nichols, M. Pelliccio, and K. Brady, "Advances in the understanding and treatment of stroke impairment using robotic devices," *Top. Stroke Rehabil.*, vol. 12, no. 2, pp. 22-35, 2005.
- [44] A. Mirelman, P. Bonato, and J. E. Deutsch, "Effects of training with a robot-virtual reality system compared with a robot alone on the gait of individuals after stroke," *Stroke*, vol. 40, no. 1, pp. 169-174, Jan.2009.
- [45] M. Peshkin, D. A. Brown, J. J. Santos-Munne, A. Makhlin, E. Lewis, J. E. Colgate, J. Patton, and D. Schwandt, "KineAssist: a robotic overground gait and balance training device," 2001, pp. 241-246.
- [46] R. Riener, L. Lunenburger, S. Jezernik, M. Anderschitz, G. Colombo, and V. Dietz, "Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng*, vol. 13, no. 3, pp. 380-394, Sept.2005.
- [47] K. J. McCain, F. E. Pollo, B. S. Baum, S. C. Coleman, S. Baker, and P. S. Smith, "Locomotor treadmill training with partial body-weight support before overground gait in adults with acute stroke: a pilot study," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 89, no. 4, pp. 684-691, Apr.2008.

- [48] S. Hesse, D. Uhlenbrock, C. Werner, and A. Bardeleben, "A mechanized gait trainer for restoring gait in nonambulatory subjects," 81 ed 2000, pp. 1158-1161.
- [49] G. Colombo, "Der Lokomat - eine angetriebene Geh-Orthese. The "lokomat" - A driven ambulatory orthosis," 6 ed 2000, pp. 178-181.
- [50] E. Buch, C. Weber, L. G. Cohen, C. Braun, M. A. Dimyan, T. Ard, J. Mellinger, A. Caria, S. Soekadar, A. Fourkas, and N. Birbaumer, "Think to move: a neuromagnetic brain-computer interface (BCI) system for chronic stroke," *Stroke*, vol. 39, no. 3, pp. 910-917, Mar.2008.
- [51] J. J. Daly and J. R. Wolpaw, "Brain-computer interfaces in neurological rehabilitation," 7 ed 2008, pp. 1032-1043.
- [52] N. Birbaumer, "Breaking the silence: brain-computer interfaces (BCI) for communication and motor control," *Psychophysiology*, vol. 43, no. 6, pp. 517-532, Nov.2006.
- [53] Carrillo-de-la-Pena MT, S. Galdo-Alvarez, and C. Lastra-Barreira, "Equivalent is not equal: primary motor cortex (MI) activation during motor imagery and execution of sequential movements," *Brain Res.*, vol. 1226, pp. 134-143, Aug.2008.
- [54] N. Sharma, V. M. Pomeroy, and J. C. Baron, "Motor imagery: a backdoor to the motor system after stroke?," *Stroke*, vol. 37, no. 7, pp. 1941-1952, July2006.
- [55] A. H. Do, P. T. Wang, C. E. King, Chun S.N., and Z. Nenadic, "Brain-Computer Interface Controlled Robotic Gait Orthosis: A Case Report," 2012.
- [56] S. M. Robbins, P. E. Houghton, M. G. Woodbury, and J. L. Brown, "The therapeutic effect of functional and transcutaneous electric stimulation on improving gait speed in stroke patients: a meta-analysis," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 87, no. 6, pp. 853-859, June2006.

- [57] R. B. Stein, P. H. Peckham, and D. B. Popovi-ć, *Neural Prostheses: Replacing Motor Function After Disease Or Disability* Oxford University Press, 1992.
- [58] W. T. LIBERSON, H. J. HOLMQUEST, D. SCOT, and M. DOW, "Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 42, pp. 101-105, Feb.1961.
- [59] G. M. Lyons, T. Sinkjaer, J. H. Burridge, and D. J. Wilcox, "A review of portable FES-based neural orthoses for the correction of drop foot," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil Eng*, vol. 10, no. 4, pp. 260-279, Dec.2002.
- [60] L. Vodovnik and S. Grobelnik, "Multichannel functional electrical stimulation--facts and expectations," *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 1, no. 1, pp. 43-46, Apr.1977.
- [61] A. Kralj, T. Bajd, R. Turk, J. Krajnik, and H. Benko, "Gait restoration in paraplegic patients: a feasibility demonstration using multichannel surface electrode FES," *J Rehabil R. D.*, vol. 20, no. 1, pp. 3-20, July1983.
- [62] M. Malezic, U. Stanic, M. Kljajic, R. Acimovic, N. Gros, J. Krajnik, S. Ahlin, and M. Stopar, "Multichannel electrical stimulation of gait in motor disabled patients," 1984, pp. 1187-1195.
- [63] U. Bogataj, M. Kljajic, U. Stanic, R. Acimovic, and N. Gros, "Gait pattern behavior of hemiplegic patients under the influence of a six-channel microprocessor stimulator in a real environment," 1984, pp. 529-530.
- [64] R. Waters, M. Rhoades, and J. Montgomery, "Improvement of physical function after stroke: surgical and orthotic management," *J Am. Geriatr. Soc.*, vol. 23, no. 6, pp. 248-253, June1975.
- [65] M. Kljajic, M. Malezic, R. Acimovic, E. Vavken, U. Stanic, B. Pangrsic, and J. Rozman, "Gait evaluation in hemiparetic patients using subcutaneous peroneal electrical stimulation," *Scand. J Rehabil Med*, vol. 24, no. 3, pp. 121-126, Sept.1992.

- [66] M. H. Cameron, "The WalkAide® Functional Electrical Stimulation System - A Novel Therapeutic Approach For Foot Drop in Central Nervous System Disorders," 5 ed 2010, pp. 18-20.
- [67] P. N. Taylor, J. H. Burridge, A. L. Dunkerley, D. E. Wood, J. A. Norton, C. Singleton, and I. D. Swain, "Clinical use of the Odstock dropped foot stimulator: its effect on the speed and effort of walking," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 80, no. 12, pp. 1577-1583, Dec.1999.
- [68] J. Burridge, M. Haugland, B. Larsen, R. M. Pickering, N. Svaneborg, H. K. Iversen, P. B. Christensen, J. Haase, J. Brennum, and T. Sinkjaer, "Phase II trial to evaluate the ActiGait implanted drop-foot stimulator in established hemiplegia," 39 ed 2007, pp. 212-218.
- [69] K. Minassian, U. Hofstoetter, K. Tansey, and W. Mayr, "Neuromodulation of lower limb motor control in restorative neurology," 114 ed 2012, pp. 489-497.
- [70] S. K. SABUT, C. H. H. A. SIKDAR, R. A. T. N. KUMAR, and M. A. N. J. MAHADEVAPPA, "CLINICAL USE OF FUNCTIONAL ELECTRICAL STIMULATION FOR CORRECTION OF FOOT DROP: A COMPARISON BETWEEN SUBACUTE AND CHRONIC STROKE PATIENTS," *J. Mech. Med. Biol.*, vol. 11, no. 05, pp. 1165-1177, Dec.2011.
- [71] S. K. Sabut, C. Sikdar, R. Kumar, and M. Mahadevappa, "Improvement of gait & muscle strength with functional electrical stimulation in sub-acute & chronic stroke patients," *Conf Proc. IEEE Eng Med Biol. Soc.*, vol. 2011, pp. 2085-2088, 2011.
- [72] A. Erdemir, S. McLean, W. Herzog, and A. J. van den Bogert, "Model-based estimation of muscle forces exerted during movements," *Clin Biomech. (Bristol. Avon.)*, vol. 22, no. 2, pp. 131-154, Feb.2007.
- [73] M. G. Pandy, "Computer modeling and simulation of human movement," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 3, pp. 245-273, 2001.

- [74] A. Prochazka, F. Clarac, G. E. Loeb, J. C. Rothwell, and J. R. Wolpaw, "What do reflex and voluntary mean? Modern views on an ancient debate," *Exp. Brain Res.*, vol. 130, no. 4, pp. 417-432, Feb.2000.
- [75] R. Tomovic and W. J. Karplus, "Land Locomotion Simulation and Control," 1961, pp. 385-390.
- [76] R. B. McGhee, "Some finite state aspects of legged locomotion," *Mathematical Biosciences*, vol. 2, no. 1 Çô2, pp. 67-84, 1968.
- [77] E. Muybridge, *The Human Figure in Motion* Dover Publ., 1955.
- [78] R. Tomovic and R. B. McGhee, "A Finite State Approach to the Synthesis of Bioengineering Control Systems," *Human Factors in Electronics, IEEE Transactions on*, vol. HFE-7, no. 2, pp. 65-69, June1966.
- [79] B. J. Andrews, C. A. Kirkwood, R. W. Barnett, G. E. Phillips, and R. H. Baxendale, "Restoration of walking for paraplegics: recent advancements and trends," in *Restoration of Walking for Paraplegics: Recent Advances and Trends*. A. Pedotti and M. Ferrarin, Eds. Ios PressInc, 1992, pp. 235-250.
- [80] D. Popovic, R. Tomovic, and L. Schwirtlich, "Hybrid assistive system-the motor neuroprosthesis," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 36, no. 7, pp. 729-737, July1989.
- [81] A. T. M. Willemsen, F. Bloemhof, and H. B. K. Boom, "Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 37, no. 12, pp. 1201-1208, Dec.1990.
- [82] H. Jonkers and A. L. Schoute, "High-level control of FED-assisted walking using path expression," *Advances in external control of human extremities*, vol. 10, pp. 21-37, 1990.
- [83] C. A. Kirkwood and B. J. Andrews, "Finite state control of FES systems: application of AI inductive learning techniques," 1989, pp. 1020-1021.

- [84] J. Grigsby, R. Kookan, and J. Hershberger, "Simulated neural networks to predict outcomes, costs, and length of stay among orthopedic rehabilitation patients," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 75, no. 10, pp. 1077-1081, Oct.1994.
- [85] A. Thakur, S. Bhanot, and S. N. Mishra, "Early diagnosis of Ischemia Stroke using neural network," Universiti Malaysia Perlis, 2009.
- [86] H. Bagher-Ebadian, K. Jafari-Khouzani, P. D. Mitsias, M. Lu, H. Soltanian-Zadeh, M. Chopp, and J. R. Ewing, "Predicting Final Extent of Ischemic Infarction Using Artificial Neural Network Analysis of Multi-Parametric MRI in Patients with Stroke," *PLoS ONE*, vol. 6, no. 8, p. e22626, Aug.2011.
- [87] N. Sut and Y. Celik, "Prediction of mortality in stroke patients using multilayer perceptron neural networks," 42 ed 2012, pp. 886-893.
- [88] S. H. Holzreiter and M. E. Kohle, "Assessment of gait patterns using neural networks," *J Biomech.*, vol. 26, no. 6, pp. 645-651, June1993.
- [89] M. Alaqtash, T. Sarkodie-Gyan, H. Yu, O. Fuentes, R. Brower, and A. Abdelgawad, "Automatic classification of pathological gait patterns using ground reaction forces and machine learning algorithms," *Conf Proc. IEEE Eng Med Biol. Soc.*, vol. 2011, pp. 453-457, 2011.
- [90] B. I. Zhang, Y. Zhang, and R. K. Begg, "Gait classification in children with cerebral palsy by Bayesian approach," *Pattern Recognition*, vol. 42, no. 4, pp. 581-586, Apr.2009.
- [91] K. Kaczmarczyk, A. Wit, M. Krawczyk, and J. Zaborski, "Gait classification in post-stroke patients using artificial neural networks," *Gait & Posture*, vol. 30, no. 2, pp. 207-210, Aug.2009.
- [92] H. H. Manap, N. M. Tahir, and Yassin A.I.M., "Statistical analysis of parkinson disease gait classification using Artificial Neural Network," 2011, pp. 60-65.

- [93] S. Kinsella and K. Moran, "Gait pattern categorization of stroke participants with equinus deformity of the foot," *Gait Posture*, vol. 27, no. 1, pp. 144-151, Jan.2008.
- [94] K. N. San and H. J. Chizeck, "Fuzzy model identification for classification of gait events in paraplegics," *Fuzzy Systems, IEEE Transactions on*, vol. 5, no. 4, pp. 536-544, Nov.1997.
- [95] R. Williamson and B. J. Andrews, "Gait event detection for FES using accelerometers and supervised machine learning," *IEEE Trans. Rehabil Eng*, vol. 8, no. 3, pp. 312-319, Sept.2000.
- [96] J. Bae and M. Tomizuka, "Gait phase analysis based on a Hidden Markov Model," *Mechatronics*, vol. 21, no. 6, pp. 961-970, Sept.2011.
- [97] R. T. Lauer, B. T. Smith, and R. R. Betz, "Application of a neuro-fuzzy network for gait event detection using electromyography in the child with cerebral palsy," *IEEE Trans. Biomed. Eng*, vol. 52, no. 9, pp. 1532-1540, Sept.2005.
- [98] D. Popovic, M. Radulovic, L. Schwirtlich, and N. Jaukovic, "Automatic vs hand-controlled walking of paraplegics," *Med Eng Phys*, vol. 25, no. 1, pp. 63-73, Jan.2003.
- [99] Y. L. Chen, S. C. Chen, W. L. Chen, C. C. Hsiao, T. S. Kuo, and J. S. Lai, "Neural network and fuzzy control in FES-assisted locomotion for the hemiplegic," *J Med Eng Technol.*, vol. 28, no. 1, pp. 32-38, Jan.2004.
- [100] K. J. Hunt, M. Munih, and N. D. de, "Feedback control of unsupported standing in paraplegia--part I: optimal control approach," *IEEE Trans. Rehabil Eng*, vol. 5, no. 4, pp. 331-340, Dec.1997.
- [101] R. Davoodi and B. J. Andrews, "Fuzzy logic control of FES rowing exercise in paraplegia," *IEEE Trans. Biomed. Eng*, vol. 51, no. 3, pp. 541-543, Mar.2004.
- [102] A. Kostov, T. Sinkjaer, and B. Upshaw, "Gait event discrimination using ALNs for control of FES in foot-drop problem," 1 ed 2003, pp. 459-460.

- [103] M. Hansen, M. K. Haugland, A. Kostov, and T. Sinkjær, "Machine learning for real time control of foot-drop correction using natural sensors," Center for Sensory-Motor Interaction (SMI), Department of Health Science and Technology, Aalborg University, 2000, pp. 444-447.
- [104] S. Jonic, T. Jankovic, V. Gajic, and D. Popvic, "Three machine learning techniques for automatic determination of rules to control locomotion," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 46, no. 3, pp. 300-310, Mar.1999.
- [105] D. Graupe and H. Kordylewski, "Artificial neural network control of FES in paraplegics for patient responsive ambulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 7, pp. 699-707, July1995.
- [106] Z. Nikolic and D. Popovic, "Automatic detection of production rules for locomotion," *J Automat Contr*, vol. 6, pp. 81-94, 1996.
- [107] B. W. Heller, P. H. Veltink, N. J. M. Rijkhoff, W. L. C. Rutten, and B. J. Andrews, "Reconstructing muscle activation during normal walking: a comparison of symbolic and connectionist machine learning techniques," *Biological Cybernetics*, vol. 69, no. 4, pp. 327-335, 1993.
- [108] S. Jonic, T. Jankovic, V. Gajic, and D. Popvic, "Three machine learning techniques for automatic determination of rules to control locomotion," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 46, no. 3, pp. 300-310, Mar.1999.
- [109] S. Dosen and D. B. Popovic, "Rule-based control of walking by using decision trees and practical sensors," 2008, pp. 125-128.
- [110] J. M. Jasiewicz, J. H. Allum, J. W. Middleton, A. Barriskill, P. Condie, B. Purcell, and R. C. Li, "Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals," *Gait. Posture.*, vol. 24, no. 4, pp. 502-509, Dec.2006.

- [111] M. Djuric-Jovicic, I. P. Milovanovic, N. S. Jovicic, and D. B. Popovic, "Reproducibility of "BUDA" multisensor system for gait analysis," 2009, pp. 108-111.
- [112] "<http://www.seniam.org/>," 2012.
- [113] I. Milovanovic and M. Djuric-Jovicic, "Polymyography during hemiplegic walking: Implications for control of FES," *15th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society*, 2010.
- [114] I. A. Karaulova, P. M. Hall, and A. D. Marshall, "Tracking people in three dimensions using a hierarchical model of dynamics," *Image and Vision Computing*, vol. 20, no. 9, pp. 691-700, Aug.2002.
- [115] H. Furnee, *Three-Dimensional Analysis of Human Locomotion*. Chichester, England: John Wiley & Sons, 1998, pp. 85-108.
- [116] M. Roerdink, B. H. Coolen, B. H. Clairbois, C. J. Lamoth, and P. J. Beek, "Online gait event detection using a large force platform embedded in a treadmill," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 12, pp. 2628-2632, Aug.2008.
- [117] C. V. C. Bouten, K. T. M. Koekkoek, M. Verduin, R. Kodde, and J. D. Janssen, "A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 44, no. 3, pp. 136-147, Mar.1997.
- [118] P. H. Veltink, H. B. Bussmann, V. W. de, W. L. Martens, and R. C. Van Lummel, "Detection of static and dynamic activities using uniaxial accelerometers," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 4, no. 4, pp. 375-385, Dec.1996.
- [119] C. C. Monaghan, W. J. van Riel, and P. H. Veltink, "Control of triceps surae stimulation based on shank orientation using a uniaxial gyroscope during gait," *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 47, no. 11, pp. 1181-1188, Nov.2009.

- [120] R. Dai, R. B. Stein, B. J. Andrews, K. B. James, and M. Wieler, "Application of tilt sensors in functional electrical stimulation," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 4, no. 2, pp. 63-72, June 1996.
- [121] K. J. O'Donovan, R. Kamnik, D. T. O'Keeffe, and G. M. Lyons, "An inertial and magnetic sensor based technique for joint angle measurement," *J. Biomech.*, vol. 40, no. 12, pp. 2604-2611, 2007.
- [122] J. H. Choi, J. Cho, J. H. Park, J. M. Eun, and M. S. Kim, "An Efficient Gait Phase Detection Device Based on Magnetic Sensor Array
4th Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering 2008," 21 ed. N. A. Abu Osman, F. Ibrahim, W. A. B. Wan Abas, H. S. Abdul Rahman, H. N. Ting, and R. Magjarevic, Eds. Springer Berlin Heidelberg, 2008, pp. 778-781.
- [123] P. J. Rowe, A. C. Nicol, and I. G. Kelly, "Flexible goniometer computer system for the assessment of hip function," *Clinical Biomechanics*, vol. 4, no. 2, pp. 68-72, May 1989.
- [124] M. Chen, Q. B. Wang, X. X. Lou, K. Xu, and X. X. Zheng, "A foot drop correcting FES envelope design method using tibialis anterior EMG during healthy gait with a new walking speed control strategy," *Conf. Proc. IEEE Eng Med. Biol. Soc.*, vol. 2010, pp. 4906-4909, 2010.
- [125] J. Yun, "User identification using gait patterns on UbiFloorII," *Sensors (Basel)*, vol. 11, no. 3, pp. 2611-2639, 2011.
- [126] T. Liu, Y. Inoue, and K. Shibata, "A wearable ground reaction force sensor system and its application to the measurement of extrinsic gait variability," *Sensors (Basel)*, vol. 10, no. 11, pp. 10240-10255, 2010.
- [127] B. R. Brandell, "Development of a universal control unit for functional electrical stimulation (FES)," *Am. J. Phys. Med.*, vol. 61, no. 6, pp. 279-301, Dec. 1982.
- [128] S. R. van, J. Vloothuis, B. J. den, V. Weerdesteyn, and A. C. Geurts, "Is transcutaneous peroneal stimulation beneficial to patients with chronic stroke using an ankle-foot orthosis? A within-subjects study of patients' satisfaction,

- walking speed and physical activity level," *J Rehabil Med*, vol. 42, no. 2, pp. 117-121, Feb.2010.
- [129] P. P. Breen, G. J. Corley, D. T. O'Keeffe, R. Conway, and G. O'Laighin, "A programmable and portable NMES device for drop foot correction and blood flow assist applications," *Conf Proc. IEEE Eng Med Biol. Soc.*, vol. 2007, pp. 2416-2419, 2007.
- [130] B. T. Smith, D. J. Coiro, R. Finson, R. R. Betz, and J. McCarthy, "Evaluation of force-sensing resistors for gait event detection to trigger electrical stimulation to improve walking in the child with cerebral palsy," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* vol. 10, no. 1, pp. 22-29, Mar.2002.
- [131] A. Mansfield and G. M. Lyons, "The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking," *Med. Eng Phys.*, vol. 25, no. 10, pp. 879-885, Dec.2003.
- [132] I. P. I. Pappas, T. Keller, and S. Mangold, "A reliable, gyroscope based gait phase detection sensor embedded in a shoe insole," 2 ed 2002, pp. 1085-1088.
- [133] R. Williamson and B. J. Andrews, "Sensor systems for lower limb functional electrical stimulation (FES) control," *Med. Eng Phys.*, vol. 22, no. 5, pp. 313-325, June2000.
- [134] G. M. Lyons, D. J. Wilcox, and P. A. Grace, "Real-Time Measurement of Walking Speed Using an Integrated Accelerometer," *6th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society (2001)*, 2001.
- [135] K. Saremi, J. Marehbian, X. Yan, J. P. Regnaud, R. Elashoff, B. Bussel, and B. H. Dobkin, "Reliability and validity of bilateral thigh and foot accelerometry measures of walking in healthy and hemiparetic subjects," *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 20, no. 2, pp. 297-305, June2006.
- [136] R. Williamson and B. J. Andrews, "Gait event detection for FES using accelerometers and supervised machine learning," *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* vol. 8, no. 3, pp. 312-319, Sept.2000.

- [137] A. T. Willemsen, J. A. van Alste, and H. B. Boom, "Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry," *J. Biomech.*, vol. 23, no. 8, pp. 859-863, 1990.
- [138] H. J. Luinge and P. H. Veltink, "Inclination measurement of human movement using a 3-D accelerometer with autocalibration," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 12, no. 1, pp. 112-121, Mar.2004.
- [139] B. Ayrulu-Erdem and B. Barshan, "Leg Motion Classification with Artificial Neural Networks Using Wavelet-Based Features of Gyroscope Signals," *Sensors*, vol. 2, no. 11, pp. 1721-1743, 2011.
- [140] O. Tuncel, K. Altun, and B. Barshan, "Classifying Human Leg Motions with Uniaxial Piezoelectric Gyroscopes," *Sensors*, vol. 11, no. 9, pp. 8508-8546, 2009.
- [141] P. Catalfamo, S. Ghousayni, and D. Ewins, "Gait Event Detection on Level Ground and Incline Walking Using a Rate Gyroscope," *Sensors*, vol. 6, no. 10, pp. 5683-5702, 2010.
- [142] I. P. I. Pappas, M. R. Popovic, T. Keller, V. Dietz, and M. Morari, "A reliable gait phase detection system," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 9, no. 2, pp. 113-125, June2001.
- [143] S. Simcox, S. Parker, G. M. Davis, R. W. Smith, and J. W. Middleton, "Performance of orientation sensors for use with a functional electrical stimulation mobility system," *J. Biomech.*, vol. 38, no. 5, pp. 1185-1190, May2005.
- [144] K. Y. Tong, A. F. Mak, and W. Y. Ip, "Command control for functional electrical stimulation hand grasp systems using miniature accelerometers and gyroscopes," *Med. Biol. Eng Comput.*, vol. 41, no. 6, pp. 710-717, Nov.2003.
- [145] Perry J., *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New Jersey: Slack Incorporated, 1992.

- [146] R. Erzin, T. Bajd, A. Kralj, R. Šavrin, and H. Benko, "Influence of Sensory Biofeedback on Fes Assisted Walking," *Elektrotehn Vestn*, vol. 1, no. 63, pp. 53-60, 1996.
- [147] G. T. Laskoski, L. D. L. Martins, S. F. Pichorim, and P. J. Abatti, "Development of a Telemetric Goniometer," in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*, 25/9 ed. O. D+|ssel and W. Schlegel, Eds. Springer Berlin Heidelberg, 2009, pp. 227-230.
- [148] M. Donno, E. Palange, F. Di Nicola, G. Bucci, and F. Ciancetta, "A New Flexible Optical Fiber Goniometer for Dynamic Angular Measurements: Application to Human Joint Movement Monitoring," *Instrumentation and Measurement, IEEE Transactions on*, vol. 57, no. 8, pp. 1614-1620, Aug.2008.
- [149] W. Tao, T. Liu, R. Zheng, and H. Feng, "Gait Analysis Using Wearable Sensors," *Sensors*, vol. 2, no. 12, pp. 2255-2283, 2012.
- [150] A. Seo, N. Tsubota, and F. Yoshinaga, "Development of posture measuring apparatus using goniometer and inclinometer. 1. Description of the apparatus and its usefulness," *Sangyo Igaku*, vol. 33, no. 3, pp. 163-169, May1991.
- [151] S. Tanaka, M. Nakagawara, and K. I. Yamakoshi, "Portable instrument for ambulatory monitoring of human posture together with walking speed-preliminary study for walking speed measurement," 1 ed 1999, p. 623.
- [152] N. Fisekovic and D. B. Popovic, "New controller for functional electrical stimulation systems," *Med. Eng Phys.*, vol. 23, no. 6, pp. 391-399, July2001.
- [153] P. J. Rowe, C. M. Myles, S. J. Hillmann, and M. E. Hazlewood, "Validation of Flexible Electrogoniometry as a Measure of Joint Kinematics," *Physiotherapy*, vol. 87, no. 9, pp. 479-488, Sept.2001.
- [154] S. Bamberg, A. Y. Benbasat, D. M. Scarborough, D. E. Krebs, and J. A. Paradiso, "Gait Analysis Using a Shoe-Integrated Wireless Sensor System," *Information Technology in Biomedicine, IEEE Transactions on*, vol. 12, no. 4, pp. 413-423, July2008.

- [155] H. J. Luinge, P. H. Veltink, and C. T. M. Baten, "Estimation of orientation with gyroscopes and accelerometers," 2 ed 1999, p. 844.
- [156] P. H. Veltink, P. Slycke, J. Hemssems, R. Buschman, G. Bultstra, and H. Hermens, "Three dimensional inertial sensing of foot movements for automatic tuning of a two-channel implantable drop-foot stimulator," *Med. Eng Phys.*, vol. 25, no. 1, pp. 21-28, Jan.2003.
- [157] B. Kemp, A. J. Janssen, and B. van der Kamp, "Body position can be monitored in 3D using miniature accelerometers and earth-magnetic field sensors," *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.*, vol. 109, no. 6, pp. 484-488, Dec.1998.
- [158] A. L. Ricamato and J. M. Hidler, "Quantification of the dynamic properties of EMG patterns during gait," *J Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 15, no. 4, pp. 384-392, Aug.2005.
- [159] R. Thorsen, M. Ferrarin, R. Spadone, and C. Frigo, "Functional control of the hand in tetraplegics based on residual synergistic EMG activity," *Artif. Organs*, vol. 23, no. 5, pp. 470-473, May1999.
- [160] J. D. Moreland, M. A. Thomson, and A. R. Fuoco, "Electromyographic biofeedback to improve lower extremity function after stroke: a meta-analysis," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 79, no. 2, pp. 134-140, Feb.1998.
- [161] T. Sinkjaer, M. Haugland, A. Inmann, M. Hansen, and K. D. Nielsen, "Biopotentials as command and feedback signals in functional electrical stimulation systems," *Med. Eng Phys.*, vol. 25, no. 1, pp. 29-40, Jan.2003.
- [162] H. Kordylewski and D. Graupe, "Control of neuromuscular stimulation for ambulation by complete paraplegics via artificial neural networks," *Neurol. Res.*, vol. 23, no. 5, pp. 472-481, July2001.
- [163] R. Futami, K. Seki, T. Kawanishi, T. Sugiyama, I. Cikajlo, and Y. Handa, "Application of Local EMG-Driven FES to Incompletely Paralyzed Lower

Extremities," *10th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society*, 2005.

- [164] A. Dutta, R. Kobetic, and R. J. Triolo, "Ambulation after incomplete spinal cord injury with EMG-triggered functional electrical stimulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 2 Pt 1, pp. 791-794, Feb.2008.
- [165] "<http://www.kistler.com>," 2012.
- [166] "<http://www.amti.biz>," 2012.
- [167] "<http://www.gaitrite.com>," 2012.
- [168] "<http://www.novel.de/productinfo/systems-pedar.htm>," 2012.
- [169] "Tekscan Inc., Boston, USA," 2012.
- [170] "Novel gmbh, Minhen, Nemacka," 2012.
- [171] "http://www.paromed.com.au/index.php?option=com_content&view=article&id=60&Itemid=59," 2013.
- [172] McPoil T.G., Cornwall M.W., and W. Yamada, "A comparison of two in-shoe plantar pressure measurement systems," 2 ed 1995, pp. 95-103.
- [173] P. R. Cavanagh, F. G. Hewitt Jr, and J. E. Perry, "In-shoe plantar pressure measurement: a review," *The Foot*, vol. 2, no. 4, pp. 185-194, Dec.1992.
- [174] N. K. S. Lee, R. S. Goonetilleke, Y. S. Cheung, and G. M. Y. So, "A flexible encapsulated MEMS pressure sensor system for biomechanical applications," *Microsystem Technologies*, vol. 7, no. 2, pp. 55-62, 2001.
- [175] J. Wheeler, B. Rohrer, D. Kholwadwala, S. Buerger, R. Givler, J. Neely, C. Hobart, and P. Galambos, "In-Sole MEMS Pressure Sensing for a LowerExtremity Exoskeleton," 2006, pp. 31-34.
- [176] "http://www.interlinkelectronics.com/force_sensors/technologi

es/fsr.html," 2012.

- [177] G. Bijelic, D. Dinic, and M. B. Popovic, "Novi sistem za detekciju i akviziciju parametara hoda," 3 ed 2006, pp. 227-230.
- [178] I. Milovanovic, N. Malesevic, and D. B. Popovic, "Evaluacija sistema za merenje sile reakcije podloge," Palic (Serbia): 2008.
- [179] M. Djuric-Jovicic, I. P. Milovanovic, N. S. Jovicic, and D. B. Popovic, "'Reproducibility of BUDA Multisensor System for Gait Analysis'," St.Petersburg, Russia: 2009, pp. 108-111.
- [180] M. Djuric-Jovicic, N. S. Jovicic, I. Milovanovic, and S. Radovanovic, "Gait analysis: BUDA vs. GAITRITE," 2009.
- [181] A. M. Moseley, A. Stark, I. D. Cameron, and A. Pollock, "Treadmill Training and Body Weight Support for Walking After Stroke," *Stroke*, vol. 34, no. 12, p. 3006, Dec.2003.
- [182] M. Wirz, D. H. Zemon, R. Rupp, A. Scheel, G. Colombo, V. Dietz, and T. G. Hornby, "Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 86, no. 4, pp. 672-680, Apr.2005.
- [183] A. R. Den Otter, A. C. Geurts, T. Mulder, and J. Duysens, "Gait recovery is not associated with changes in the temporal patterning of muscle activity during treadmill walking in patients with post-stroke hemiparesis," *Clin Neurophysiol.*, vol. 117, no. 1, pp. 4-15, Jan.2006.
- [184] S. Hesse, C. Bertelt, M. T. Jahnke, A. Schaffrin, P. Baake, M. Malezic, and K. H. Mauritz, "Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients," *Stroke*, vol. 26, no. 6, pp. 976-981, June1995.
- [185] B. Husemann, F. Muller, C. Krewer, S. Heller, and E. Koenig, "Effects of locomotion training with assistance of a robot-driven gait orthosis in hemiparetic

- patients after stroke: a randomized controlled pilot study," *Stroke*, vol. 38, no. 2, pp. 349-354, Feb.2007.
- [186] A. Veg and D. B. Popovic, "Walkaround: mobile balance support for therapy of walking," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil Eng*, vol. 16, no. 3, pp. 264-269, June2008.
- [187] M. K. Holden, K. M. Gill, M. R. Magliozzi, J. Nathan, and L. Piehl-Baker, "Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness," *Phys Ther.*, vol. 64, no. 1, pp. 35-40, Jan.1984.
- [188] K. Berg, "Measuring balance in the elderly: preliminary development of an instrument," *Physiotherapy Canada*, vol. 41, no. 6, pp. 304-311, Jan.1989.
- [189] Y. P. Ivanenko, G. Cappellini, N. Dominici, R. E. Poppele, and F. Lacquaniti, "Modular control of limb movements during human locomotion," *J Neurosci*, vol. 27, no. 41, pp. 11149-11161, Oct.2007.
- [190] A. E. Patla, "Some characteristics of EMG patterns during locomotion: implications for the locomotor control process," *J Mot. Behav.*, vol. 17, no. 4, pp. 443-461, Dec.1985.
- [191] B. L. Davis and C. L. Vaughan, "Phasic behavior of EMG signals during gait: Use of multivariate statistics," *J Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 3, no. 1, pp. 51-60, 1993.
- [192] T. Chau, "A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods," *Gait Posture*, vol. 13, no. 1, pp. 49-66, Feb.2001.
- [193] E. M. Glaser and D. S. Ruchkin, *Principles of neurobiological signal analysis* Academic Press, 1976.
- [194] A. M. Sabatini, "Identification of neuromuscular synergies in natural upper-arm movements," *Biol. Cybern.*, vol. 86, no. 4, pp. 253-262, Apr.2002.

- [195] H. Kaiser, "An index of factorial simplicity," *Psychometrika*, vol. 39, no. 1, pp. 31-36, Mar.1974.
- [196] Y. Jang-Hee, M. S. Nixon, and C. J. Harris, "Model-driven statistical analysis of human gait motion," 1 ed 2002, p. I-285.
- [197] C. M. Kim and J. J. Eng, "Symmetry in vertical ground reaction force is accompanied by symmetry in temporal but not distance variables of gait in persons with stroke," *Gait Posture*, vol. 18, no. 1, pp. 23-28, Aug.2003.
- [198] G. Chen and C. Patten, "Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects," *J Biomech.*, vol. 41, no. 4, pp. 877-883, 2008.
- [199] D. C. Kerrigan, M. E. Karvosky, and P. O. Riley, "Spastic paretic stiff-legged gait: joint kinetics," *Am. J Phys Med Rehabil*, vol. 80, no. 4, pp. 244-249, Apr.2001.
- [200] N. D. Neckel, N. Blonien, D. Nichols, and J. Hidler, "Abnormal joint torque patterns exhibited by chronic stroke subjects while walking with a prescribed physiological gait pattern," *J Neuroeng. Rehabil*, vol. 5, p. 19, 2008.
- [201] H. S. Wimalaratna, M. A. Tooley, E. Churchill, A. W. Preece, and H. M. Morgan, "Quantitative surface EMG in the diagnosis of neuromuscular disorders," *Electromyogr. Clin Neurophysiol.*, vol. 42, no. 3, pp. 167-174, Apr.2002.
- [202] C. Canavese, C. Ciano, G. Zorzi, F. Zibordi, C. Costa, and N. Nardocci, "Polymyography in the diagnosis of childhood onset movement disorders," *Eur. J Paediatr. Neurol*, vol. 12, no. 6, pp. 480-483, Nov.2008.
- [203] J. Kojovic, N. Miljkovic, M. M. Jankovic, and D. B. Popovic, "Recovery of motor function after stroke: a polymyography-based analysis," *J Neurosci Methods*, vol. 194, no. 2, pp. 321-328, Jan.2011.

- [204] L. Galiana, J. Fung, and R. Kearney, "Identification of intrinsic and reflex ankle stiffness components in stroke patients," *Exp. Brain Res.*, vol. 165, no. 4, pp. 422-434, Sept.2005.
- [205] I. Black, D. Nichols, M. Pelliccio, and J. Hidler, "Quantification of reflex activity in stroke survivors during an imposed multi-joint leg extension movement," *Exp. Brain Res.*, vol. 183, no. 2, pp. 271-281, Nov.2007.
- [206] D. Y. Kim, C. I. Park, J. S. Chon, S. H. Ohn, T. H. Park, and I. K. Bang, "Biomechanical assessment with electromyography of post-stroke ankle plantar flexor spasticity," *Yonsei Med J*, vol. 46, no. 4, pp. 546-554, Aug.2005.
- [207] J. J. J. Chen, Y. N. Wu, S. C. Huang, H. M. Lee, and Y. L. Wang, "The Use of a Portable Muscle Tone Measurement Device to Measure the Effects of Botulinum Toxin Type A on Elbow Flexor Spasticity," 86 ed 2005, pp. 1655-1660.
- [208] A. Hyngstrom, T. Onushko, M. Chua, and B. D. Schmit, "Abnormal volitional hip torque phasing and hip impairments in gait post stroke," *J Neurophysiol.*, vol. 103, no. 3, pp. 1557-1568, Mar.2010.
- [209] M. M. Mirbagheri, K. Settle, R. Harvey, and W. Z. Rymer, "Neuromuscular abnormalities associated with spasticity of upper extremity muscles in hemiparetic stroke," *J Neurophysiol.*, vol. 98, no. 2, pp. 629-637, Aug.2007.
- [210] J. F. Fleuren, G. J. Snoek, G. E. Voerman, and H. J. Hermens, "Muscle activation patterns of knee flexors and extensors during passive and active movement of the spastic lower limb in chronic stroke patients," *J Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 19, no. 5, p. e301-e310, Oct.2009.
- [211] A. D. Pandyan, F. M. Van Wijck, S. Stark, P. Vuadens, G. R. Johnson, and M. P. Barnes, "The construct validity of a spasticity measurement device for clinical practice: an alternative to the Ashworth scales," *Disabil. Rehabil.*, vol. 28, no. 9, pp. 579-585, May2006.

- [212] Y. Barzi and E. P. Zehr, "Rhythmic arm cycling suppresses hyperactive soleus H-reflex amplitude after stroke," *Clin Neurophysiol.*, vol. 119, no. 6, pp. 1443-1452, June 2008.
- [213] S. Saxena, S. Nikolic, and D. Popovic, "An EMG-controlled grasping system for tetraplegics," *J Rehabil Res. Dev.*, vol. 32, no. 1, pp. 17-24, Feb. 1995.
- [214] A. Dutta, R. Kobetic, and R. Triolo, "Walking after partial paralysis assisted with EMG-triggered or switch-triggered functional electrical stimulation — Two case studies," 2011, pp. 1-6.
- [215] M. Chen, Q. B. Wang, X. X. Lou, K. Xu, and X. X. Zheng, "A foot drop correcting FES envelope design method using tibialis anterior EMG during healthy gait with a new walking speed control strategy," *Conf Proc. IEEE Eng Med Biol. Soc.*, vol. 2010, pp. 4906-4909, 2010.
- [216] L. Z. Popovic and N. M. Malesevic, "Muscle fatigue of quadriceps in paraplegics: comparison between single vs. multi-pad electrode surface stimulation," *Conf Proc. IEEE Eng Med Biol. Soc.*, vol. 2009, pp. 6785-6788, 2009.
- [217] C. De Luca, "The use of surface electromyography in biomechanics," *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 13, no. 2, pp. 135-163, 1997.
- [218] J. Perry, "Kinesiology of lower extremity bracing," *Clin Orthop. Relat Res.*, no. 102, pp. 18-31, July 1974.
- [219] D. H. Sutherland, "An Electromyographic Study of the Plantar Flexors of the Ankle in Normal Walking on the Level," *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 48, no. 1, pp. 66-71, Jan. 1966.
- [220] R. Shiavi, "Electromyographic patterns in adult locomotion: A comprehensive review," 22 ed 1985, pp. 85-98.
- [221] Mazzaro N, Spaich E.G., Anderson O.K., Grey M.J., Popovic D., and Sinkjaer T., "Electrical stimulation augmented rehabilitation of hemiparetic gait," 2006.

- [222] D. B. Popovic, A. Veg, A. Dragin, N. Miljkovic, Djuric-Jovicic M., and Lj. Konstantinovic, "Assisting persons after stroke to restore gait: hybrid system," D. T. M. P. José L.Pons, Ed. Springer, 2012, pp. 209-213.
- [223] L. Finch and H. Barbeau, "Hemiplegic Gait: New treatment strategies," 38 ed 1986, pp. 36-41.
- [224] A. Veg and D. B. Popovic, "Walkaround: mobile balance support for therapy of walking," *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng*, vol. 16, no. 3, pp. 264-269, June2008.
- [225] "Biovision Amplifiers," 2010.
- [226] "SENIAM," 2012.
- [227] Rancho Los Amigos Medical Center.Professional Staff Association, Rancho Los Amigos Medical Center.Pathokinesiology Service, and Rancho Los Amigos Medical Center.Physical Therapy Dept, *Observational Gait Analysis Handbook* Professional Staff Association, Rancho Los Amigos Medical Center, 1989.
- [228] "<http://resenv.media.mit.edu/classes/MAS836/Readings/fsrguide.pdf>," 2013.
- [229] M. Lord and R. Hosein, "Pressure redistribution by molded inserts in diabetic footwear: a pilot study," *J Rehabil Res. Dev.*, vol. 31, no. 3, pp. 214-221, Aug.1994.
- [230] V. M. Donaghue and A. Veves, "Foot pressure measurement.," 6 ed 1997, pp. 1-16.
- [231] B. Claudon, G. Robain, and F. Valentini, "Gait study in hemiplegic patients: Role of spasticity on baropodometric parameters," 55 ed 2012, p. 339.
- [232] M. R. Sarnow, A. Veves, J. M. Giurini, B. I. Rosenblum, J. S. Chrzan, and G. M. Habershaw, "In-shoe foot pressure measurements in diabetic patients with at-risk feet and in healthy subjects," *Diabetes Care*, vol. 17, no. 9, pp. 1002-1006, Sept.1994.

- [233] L. A. Lavery, D. R. Lanctot, G. Constantinides, R. G. Zamorano, K. A. Athanasiou, and C. M. Agrawal, "Wear and biomechanical characteristics of a novel shear-reducing insole with implications for high-risk persons with diabetes," *Diabetes Technol. Ther*, vol. 7, no. 4, pp. 638-646, Aug.2005.
- [234] T. Deaver, "Nature and use of the F-Scan gait analysis system," 1 ed 1999, pp. 32-33.
- [235] H. S. Bedi and B. R. Love, "Differences in impulse distribution in patients with plantar fasciitis," *Foot Ankle Int*, vol. 19, no. 3, pp. 153-156, Mar.1998.
- [236] J. Crosbie, J. Burns, and R. A. Ouvrier, "Pressure characteristics in painful pes cavus feet resulting from Charcot-Marie-Tooth disease," *Gait Posture*, vol. 28, no. 4, pp. 545-551, Nov.2008.
- [237] A. Vasarhelyi, T. Baumert, C. Fritsch, W. Hopfenmuller, G. Gradl, and T. Mittlmeier, "Partial weight bearing after surgery for fractures of the lower extremity--is it achievable?," *Gait Posture*, vol. 23, no. 1, pp. 99-105, Jan.2006.
- [238] U. G. Kersting and G. P. Bruggemann, "Midsole material-related force control during heel-toe running," *Res. Sports Med*, vol. 14, no. 1, pp. 1-17, Jan.2006.
- [239] E. M. Hennig and T. L. Milani, "Pressure distribution measurements for evaluation of running shoe properties," *Sportverletz. Sportschaden*, vol. 14, no. 3, pp. 90-97, Sept.2000.
- [240] P. Hinz, A. Henningsen, G. Matthes, B. Jager, A. Ekkernkamp, and D. Rosenbaum, "Analysis of pressure distribution below the metatarsals with different insoles in combat boots of the German Army for prevention of march fractures," *Gait Posture*, vol. 27, no. 3, pp. 535-538, Apr.2008.
- [241] N. A. Guldmond, P. Leffers, A. P. Sanders, H. Emmen, N. C. Schaper, and G. H. Walenkamp, "Casting methods and plantar pressure: effects of custom-made foot orthoses on dynamic plantar pressure distribution," *J Am. Podiatr. Med Assoc.*, vol. 96, no. 1, pp. 9-18, Jan.2006.

- [242] H. D. Carl, D. Pfander, and B. Swoboda, "Assessment of plantar pressure in forefoot relief shoes of different designs," *Foot Ankle Int*, vol. 27, no. 2, pp. 117-120, Feb.2006.
- [243] P. S. Schaff, "An overview of foot pressure measurement systems," *Clin Podiatr. Med Surg.*, vol. 10, no. 3, pp. 403-415, July1993.
- [244] P. Fiolkowski and J. Bauer, "The effects of viscoelastic insoles on gait kinetics," Tokyo Metropolitan University, Tokyo, Japan, 1997.
- [245] K. Kopicera, J. Piecha, and J. Zygula, "The neural networks in diagnostics support for PSW system," 1999, pp. 113-118.
- [246] K. Kopicera and J. Piecha, "The fault analysis made by PSW data recorder for neurological disease classification," 4 ed 2002, p. SN-10-SN-13.
- [247] S. Chandzlik and J. Piecha, "The body balance measures for neurological disease estimation and classification," 6 ed 2003, p. IT-87-IT-94.
- [248] J. J. Lin, W. S. Liao, M. H. Jan, Y. S. Tsai, and K. T. Yeh, "A Portable PAROTEC insole plantar pressure measurement system: Foot pressure distribution of ten healthy adult.," 24 ed 1999, pp. 183-191.
- [249] F. J. Potdevin, V. G. Femery, A. Decatoire, L. Bosquet, Y. Coello, and P. Moretto, "Using effect size to quantify plantar pressure asymmetry of gait of nondisabled adults and patients with hemiparesis," *J Rehabil Res. Dev.*, vol. 44, no. 3, pp. 347-354, 2007.
- [250] E. Kaplan, "Muscles Alive. Their Functions Revealed by Electromyography. J. V. Basmajian. Baltimore, The Williams and Wilkins Co., 1962. \$8.50," *The Journal of Bone & Joint Surgery*, vol. 44, no. 6, p. 1272, Sept.1962.
- [251] H. I. Dubo, M. Peat, D. A. Winter, A. O. Quanbury, D. A. Hobson, T. Steinke, and G. Reimer, "Electromyographic temporal analysis of gait: normal human locomotion," *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 57, no. 9, pp. 415-420, Sept.1976.

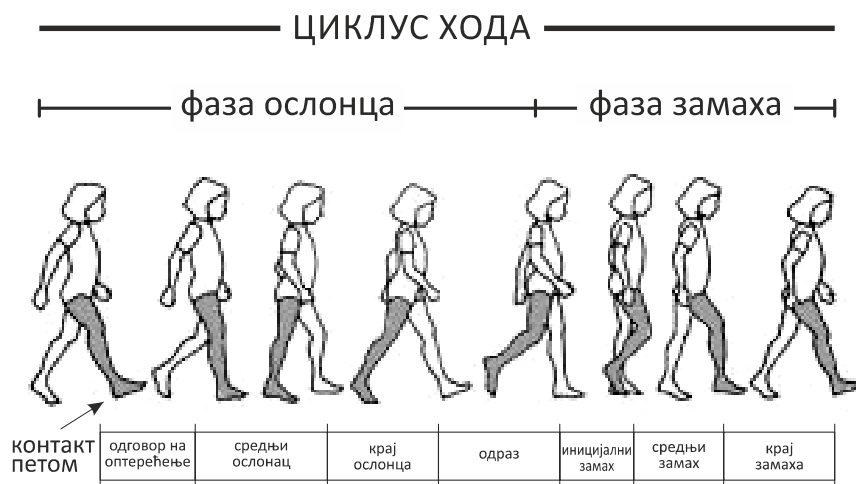
- [252] R. Rozin, R. C. Robin, A. Magora, A. Simkin, and B. Gonen, "Investigation of gait. 2. Gait analysis in normal individuals," *Electromyography.*, vol. 11, no. 2, pp. 183-190, May1971.

ПРИЛОГ А – ФАЗЕ ХОДА

Уобичајена терминологија, која ће бити коришћена и у овој тези, уведена је од стране Перија [227]. Сваки циклус хода (stride) се састоји из два корака, и дели се на две основне фазе:

- 1) Фазу ослонца, временски период током кога је било који део посматраног стопала у контакту са подлогом
- 2) Фаза замаха, временски период током кога нема контакта посматраног стопала са подлогом

Времена догађања одређених фаза нормализују се тако да представљају проценат од укупног трајања циклуса хода. На слици 25 су приказане фазе хода карактеристичне за здрав ход.



Слика А.1 Фазе хода у оквиру једног циклуса хода

Фаза ослонца садржи у себи следеће подфазе:

- 1) Иницијални контакт. Почетак фазе ослонца када је пета или неки други део стопала у контакту са подлогом.

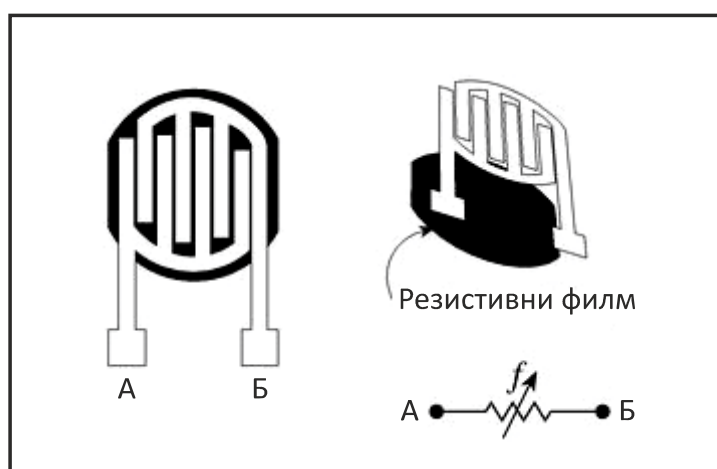
- 2) Одговор на оптерећење. Део фазе ослонца од тренутка након иницијалног контакта до тренутка одизања супротне ноге од подлоге.
- 3) Фаза средњег ослонца. Део фазе ослонца који почиње одизањем супротне ноге са подлоге а завршава се позицијом тела директно изнад ноге ослонца
- 4) Крај фазе ослонца. Део фазе ослонца који почиње након фазе средњег ослонца а завршава се тренутком непосредно пре фазе иницијалног контакте супротне ноге.
- 5) Фаза одраза. Почиње иницијалним контактом супротне ноге а завршава се непосредно пре одизања ноге ослонца.

Фаза замаха се може поделити на три подфазе:

- 1) Иницијални замах. Део фазе замаха од одизања посматране ноге од подлоге до тренутка максималне флексије колена исте ноге
- 2) Фаза средњег замаха. Део фазе замаха од тренутка максималне флексије колена посматране ноге до тренутка вертикалне позиције тибијалне кости исте ноге у односу на подлогу
- 3) Крај фазе замаха. Део фазе замаха од тренутка вертикалног положаја тибијалне кости посматране ноге до тренутка непосредно пре иницијалног контакта.

ПРИЛОГ Б – ПРИНЦИП РАДА СЕНЗОРА СИЛЕ

ФСР (force-sensing resistor) сензори, су сензори направљени од материјала чија се отпорност мења када се на њих примени сила или притисак. Ови сензори се састоје из два слоја: савитљиве подлоге на коју је нанет полупроводник и савитљиве подлоге на којој су наштампане учешљане електроде и прикључци (слика Б.1). Слојеви су међусобно спојени лепљивим дистанцером.



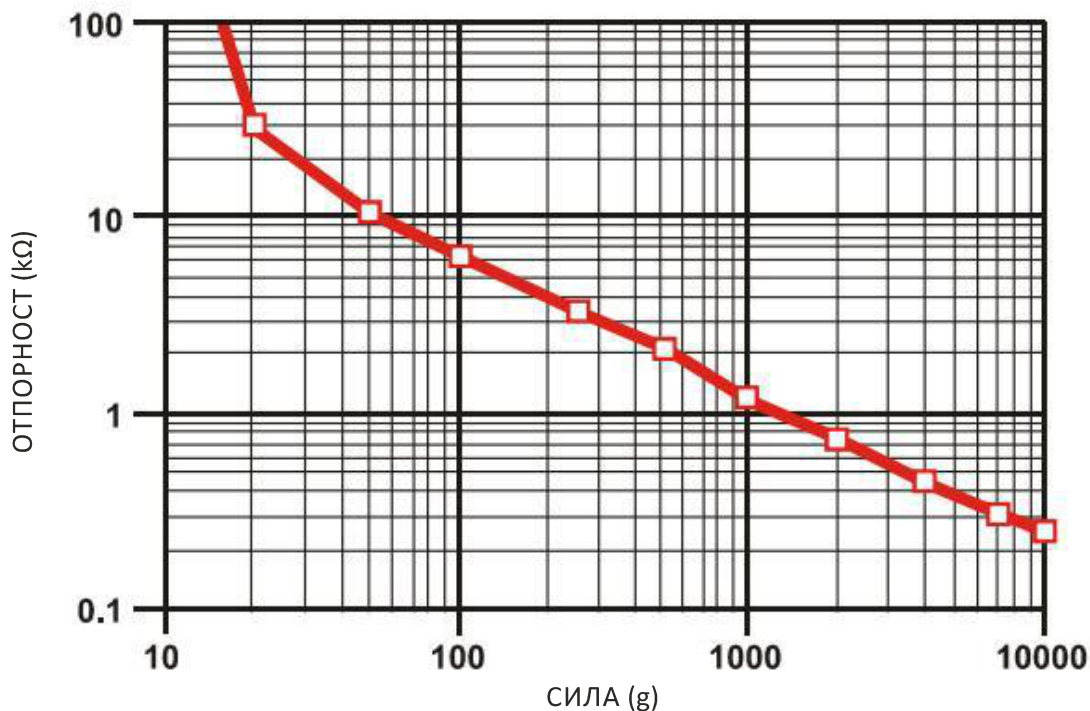
Слика Б.1 Принцип рада сензора силе (преузето из [228])

Када на активну површину сензора делује сила, она резултује малим геометријским променама које доводе до значајних промена специфичне отпорности. Опсег сила које може да региструје пиезорезистивни сензор зависи од величине и густине електричних контаката као и од карактеристика полупроводника.

Промена отпорности сензора је нелинеарна и смањује се при повећању силе/притиска. Захваљујући лепљивом слоју који у потпуности раздваја штампане савитљиве подлоге, отпорност ФСР сензора је у равнотежном стању велика ($\sim M\Omega$). Приликом деловања силе, отпорност се нагло мења и опада до вредности

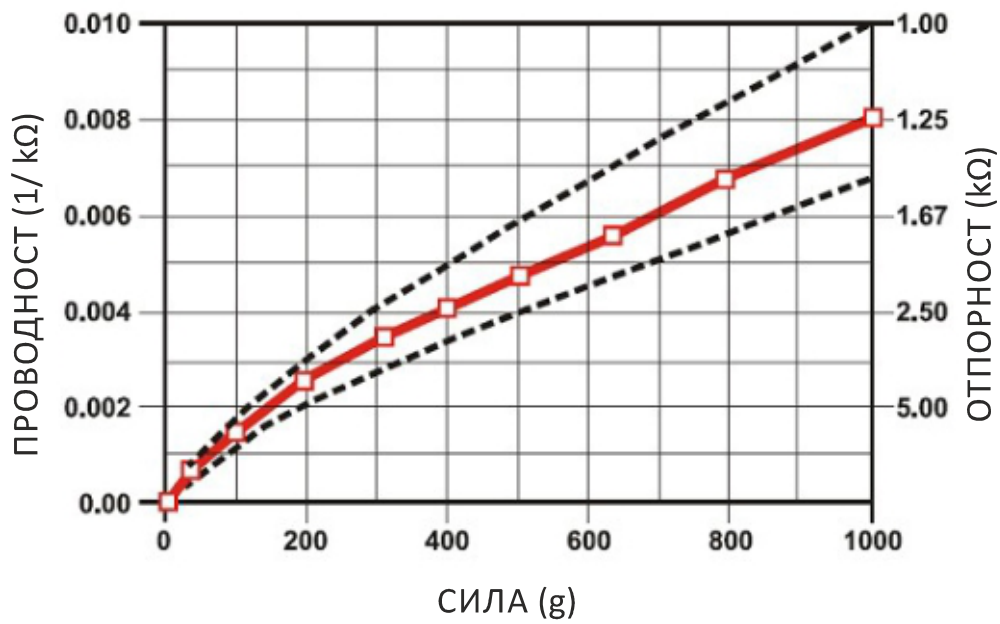
реда $k\Omega$. Зависност отпорности од силе је нелинеарна, али је зависност проводности од силе, посматрано на ширем опсегу, готово линеарна.

На слици Б.2 је приказана зависност отпорности сензора од примењене силе. Са слике се могу уочити три опсега различитог понашања сензора. Први опсег је опсег наглог пада отпорности са применом мале силе. Ова особина се користи за реализацију прекидача помоћу ФСР сензора. Ван овог опсега, сила постаје приближно обрнуто-пропорционална отпорности, све док се не достигне опсег zasiћења. У опсегу zasiћења, даље повећање силе неће проузроковати значајније промене отпорности.



Слика Б.2 Зависност отпорности сензора силе од примењене силе (преузето из [228])

На слици Б.3 је приказана зависност проводности типичног пиезорезистивног сензора од примењене силе. У овом случају, након одређене тачке, проводност је готово линеарно зависна од силе.



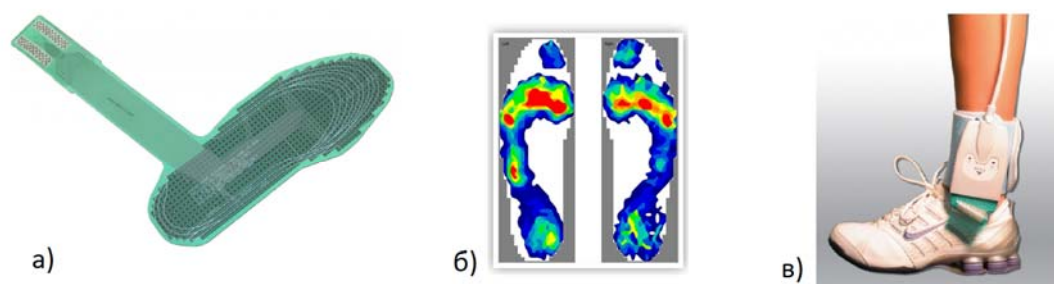
Слика Б.3 Зависност проводности сензора силе од примењене силе (преузето из [228])

Пиезорезистивни сензори нису погодни за прецизна мерења силе. У зависности од места притиска површине сензора, резултат може варирати и за 15 – 25% од укупне регистроване силе.

ПРИЛОГ В - ПРЕГЛЕД СИСТЕМА ЗА МЕРЕЊЕ ПРИТИСКА И СИЛЕ У ВИДУ УЛОШКА ЗА ЦИПЕЛУ

F-Scan® (Tekscan, Inc.)

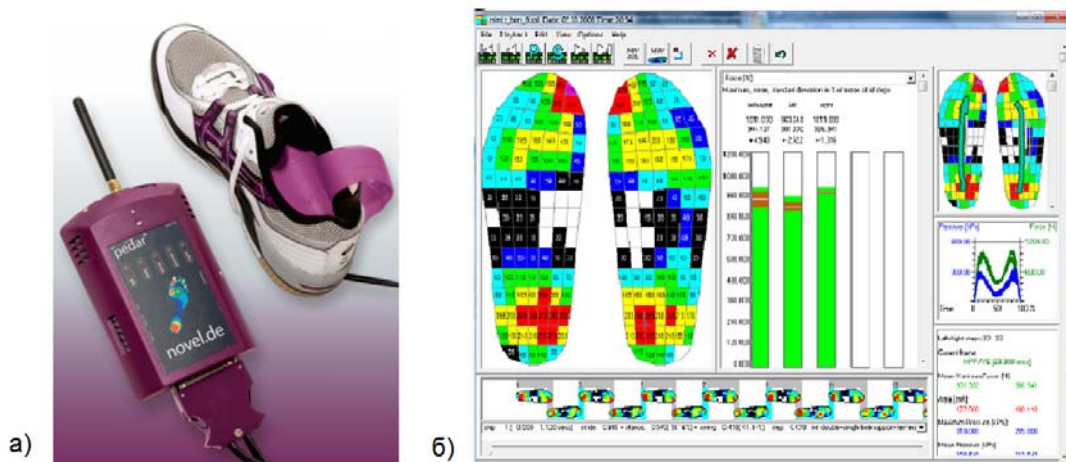
F-Scan® сензорски уложак за ципелу је производ компаније Tekscan, који омогућава снимање расподеле притиска и силе реакције подлоге, и на тај начин даје детаљан опис интеракције између стопала и ципеле. Уложак у себи садржи матрицу са 960 сензора силе. У зависности од примене, са остатком система може бити повезан кабловима или бежичним путем. Подаци се могу снимати на засебан компјутер, али и на интерну меморију. Овај систем се данас често примењује у студијама везаним за анализу хода и дизајнирање ортопедске обуће [229]. У клиничкој пракси, он омогућава анализу дисфункције стопала [230], поремећаја хода [231] и последица неуропатских обољења и дијабетеса [232;233]. Коришћен је и за утврђивање ефеката третмана [234], као и за праћење развоја дегенеративних поремећаја стопала [235].



Слика В.1 Приказ F-Scan® система за мерење притиска и силе: F-Scan® сензорски уложак за ципелу (а), снимак расподеле притиска по стопалима (б) и систем постављен на корисника (в).

Pedar® (Novel GmbH)

Pedar® је систем за динамичко мерење расподеле притиска између стопала и ципеле. Слично као и F-Scan®, има могућности повезивања на матични рачуар каблом или блутут комуникацијом, а поседује и интерну меморију за смештање одређене количине података. На њему се налази 256 сензора који омогућавају фреквенцију мерења од 20000 сензора/сек. Систем омогућава мерење притиска, силе, контактне површине и параметара хода (нпр. фазе ослонца, фазе замаха, циклуса хода, итд.), а пружа и додатне могућности одабира индивидуалних сензора, анимације контактних фаза стопала и одабира релевантних корака. До сада је коришћен у великом броју биомеханичких [236;237], спортских [238;239] и ортотских студија [240;241] и у студијама везаним за дизајн ортопедске обуће [242].



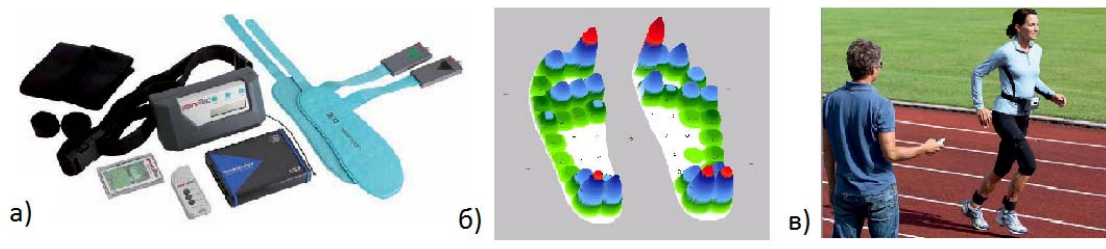
Слика В.2 Приказ Pedar® система (а) и пратећег софтверског пакета (б).

Parotec® (Paromed Medizintechnik GmbH)

Parotec® је систем за мерење дистрибуције притиска испод стопала током стајања и ходања. Основну компоненту система чине мерни улошци који се

постављају у ципелу. Уложак омогућава снимање притиска на 24-36 биомеханички значајних мерних места, фреквенцијом мерења до 300 Hz. Сензори који су интегрисани са улошком називају се хидроћелије. Свака хидроћелија састоји се из пиезорезистивног сензора који се налази у простору испуњеном течномшћу (одатле и назив „хидроћелија“). Када се притисак примени на хидроћелију, долази до повећања отпорности у воденом окружењу хидроћелије [243]. Услед тога пиезорезистивни сензор унутар ћелије генерише наелектрисање. Захваљујући добрим особинама овог типа сензора, сматра се да ови улошци могу успешно мерити и хоризонталну силу, а не само вертикалну као већина других, али још увек не постоји студија која потврђује ово својство. Додатна погодност је и то што технологија хидроћелија омогућава и квантификацију притиска.

Parotec® систем омогућава динамичка мерења притиска и силе, компаративна мерења, снимање профила силе и прорачун различитих временских параметара хода. Коришћен је у биомеханичким студијама дизајнирања обуће [244], студијама класификације неуролошких обољења [245-247], и у студијама анализе здравог хода и поремећаја хода [248;249].



Слика В.3 Приказ РагоТес® система (а), снимак расподеле притиска по стопалима (б) и систем постављен на корисника (в).

ПРИЛОГ Г – АНАЛИЗА ПРИНЦИПИЈЕЛНИХ КОМПОНЕНТИ

Анализа принципијелних компоненти (ПЦА анализа) једна је од највише коришћених метода изведених из примењене линеарне алгебре. ПЦА анализа је своју примену нашла у најразличитијим областима, од неуролошких наука до компјутерске графике. Овај једноставни, непараметарски модел у стању је да из великих конфузних скупова података екстрахује само релевантне информације. Уз мало додатне анализе и пажљивог тумачења добијених резултата, ПЦА анализа не само да може редуковати димензије комплексних скупова података, већ често може открити понекад скривену поједностављену динамику самог процеса, коју друге методе нису откриле.

У разумевању неког феномена, нарочито у области научног истраживања, често је потребно мерити велики број различитих параметара (нпр. брзине, напоне, спектре) тог система. Ови велики скупови података, веома непрегледни а понекад чак и редундантни, чине разумевање самог процеса тешким. Овај проблем је честа препрека на коју се наилази у експерименталној науци.

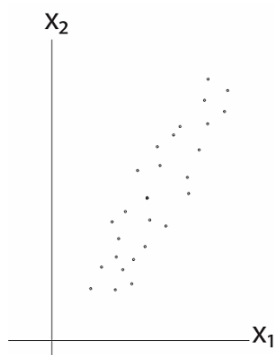
Нека је дат скуп од n вектора:

$$x^{(k)} \quad k = 1, 2, \dots, n$$

Од којих сваки има m компоненти:

$$x^{(k)} = [x_1^{(k)}, x_2^{(k)}, x_3^{(k)}, \dots, x_m^{(k)}]^T.$$

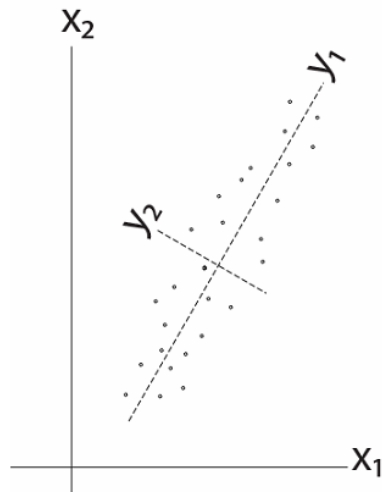
Ради једноставности, посматраћемо сваки вектор као појединачну тачку у m -димензионалном Еуклидском простору. У проблемима за које се уобичајено користи ПЦА анализа, n је велики цео број а $m=2$. На слици Г.1 је приказан скуп података који ћемо анализирати, при чему тачке скупа очигледно „леже“ дуж невидљиве праве линије, али су у односу на њу распоређене мало са једне а мало са друге стране линије.



Слика Г.1 Скуп података у Еуклидској равни

Уколико пажљиво посматрамо слику, постаје јасно да дистрибуција тачака није у потпуности насумична, и да постоји одређена зависност између координата x_1 и x_2 . Само посматрањем, могу се чак извести и неки закључци, нпр. „ x_2 је велико када је x_1 велико и x_2 је мало када је x_1 мало“. Могли бисмо чак и претпоставити да су x_1 и x_2 повезани строго линеарно, али је тачна природа њиховог односа ипак непозната услед шума добијеног током мерног процеса.

Први задатак ПЦА анализе јесте одређивање једначине невидљиве праве којој се затим додељује улога „принципијелне осе“ y_1 новог координатног система тачака. Затим се прорачунава и друга принципијелна оса y_2 , нормална на прву. Уколико би било $m > 2$, прорачун оса би се наставио до броја m . На слици Г.2, приказане су осе новог координатног система. Са слике се види да се варијанса података већим делом простире дуж y_1 осе а мањим делом дуж y_2 осе.



Слика Г.2 Нови координатни систем добијен ПЦА анализом

У реалним применама ПЦА анализе, број m је обично знатно већи од 2, тако да је оваква визуелизација података немогућа. Ипак, сам поступак и циљ су исти: пронаћи нови координатни систем за дати скуп података, у коме прва принципијелна оса одговара највећој варијацији података у датом скупу. Свака следећа принципијелна оса је нормална на претходне, и одговара следећем (нижем) степену варијације.

Сет података за ПЦА анализу

ПЦА анализа се уобичајено примењује над подацима добијеним током неке експерименталне процедуре. Сваки вектор је скуп обсервација који одговара појединачном догађају/ентитету који је члан скупа састављеног од великог броја таквих догађаја/ентитета. Важно је уочити да не морају све обсервације бити подаци истог типа. Вектор обсервација је често разноврстан скуп података који представљају мере различитих физичких величина.

Уколико посматрамо комплетан скуп података као матрицу, сваки ред матрице увек садржи исти тип обсервације. Посматрајмо матрицу n вектора, од којих сваки садржи у себи m обсервација.

$$X = [x^{(1)} \quad x^{(2)} \quad x^{(3)} \quad \dots \quad x^{(n)}] = \begin{bmatrix} x_1^{(1)} & x_1^{(2)} & \dots & x_1^{(n)} \\ x_2^{(1)} & x_2^{(2)} & \dots & x_2^{(n)} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ x_m^{(1)} & x_m^{(2)} & \dots & x_m^{(n)} \end{bmatrix}$$

Обсервације у сваком реду матрице су међусобно независне, док су обсервације по колонама корелисане, при чему је циљ ПЦА методе да ближе одреди њихову везу. Уколико корелација између обсервација по колонама не постоји, нема смисла користити ПЦА метод.

Важно је напоменути да је чест случај да принципијелне осе које одговарају мањој варијацији података нису искључиво последица шума или грешака при мерењу. Оне често описују додатне особине посматраног процеса, које проузрокују неке мање промене у њему.

Припрема података за ПЦА анализу

Стандардна процедура третирања зашумљених података је примена различитих метода усредњавања. У оквиру ПЦА поступка, средња вредност је значајнија за анализу од било које појединачне вредности из скупа података. Због тога је први корак у припреми података представљање сваке обсервације у виду разлике између првобитне вредности обсервације и средње вредности свих обсервација тог типа. Дакле, прво треба израчунати средњу вредност обсервација у сваком реду матрице, чиме се добија m средњих вредности:

$$\bar{x}_i = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n x_i^{(k)} \quad i = 1, 2, \dots, m$$

Затим треба свакој вредности у матрици одузети одговарајућу средњу вредност:

$$x_i^{(k)} \leftarrow x_i^{(k)} - \bar{x}_i$$

Овако припремљени подаци из претходног примера, приказани су на слици 3. на којој су подаци транслирани одузимањем средње вредности, који су сада центрирани у координатном почетку.

Такође, сада је сума сваког реда матрице једнака нули:

$$\sum_{k=1}^n x_i^{(k)} = 0 \Rightarrow \bar{x}_i = 0 \quad \text{за свако } i = 1, 2, \dots, m$$

Варијанса сваког реда матрице рачуна се по формули:

$$\begin{aligned} \text{варијанса}_{\text{реда } (i)} &= \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (x_i^{(k)} - \bar{x}_i)^2 \\ &= \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (x_i^{(k)})^2 \end{aligned}$$

јер је свако $\bar{x}_i = 0$.

Коваријанса између два реда података:

$$x_i^{(k)} \quad k = 1, 2, \dots, n \quad \text{и} \quad x_j^{(k)} \quad k = 1, 2, \dots, n$$

дефинише се као:

$$s_{ij} = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n x_i^{(k)} x_j^{(k)}$$

С обзиром на центрираност података у координатном почетку, може се закључити да велика позитивна вредност коефицијента коваријансе s_{ij} указује на

то да се ова два параметра повећавају истовремено. Велика негативна вредност коефицијента s_{ij} указује на то да је однос параметара такав да повећање једног у позитивном смеру изазива повећање другог у супротном, негативном смеру. Уколико је s_{ij} близу нуле, онда два реда представљају параметре који су независни један од другог.

Матрица коваријансе

Број укупних прорачуна коваријансе, уколико се узме у обзир m различитих параметара при чему важи $s_{ij} = s_{ji}$, је $m(m-1)/2$. Уколико се прорачунати коефицијенти поређају у матрицу, формира се матрица коваријансе S која у сваком свом i -том реду и j -тој колони садржи коефицијент коваријансе s_{ij} , а у главној дијагонали матрице варијансу сваког реда **варијанса**_{реда (0)}.

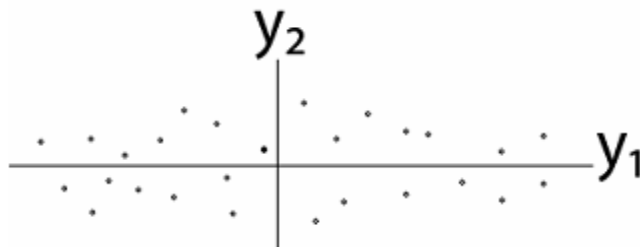
Ако улазне податке прикажемо у виду матрице вектора колона:

$$X = [x^{(1)} \quad x^{(2)} \quad x^{(3)} \quad \dots \quad x^{(n)}]$$

онда се матрица коваријансе може написати у следећој форми:

$$S(X) = \frac{1}{n-1} XX^T.$$

Упоредимо сада матрице коваријансе у два координатна система, почетном - $S(X)$ и координатном систему принципијелних оса - $S(Y)$, приказаном на слици 31.



Слика Г.3 Подаци у заротираном координатном систему принципијелних оса

У првобитном координатном систему, постоје параметри који су међусобно у коваријантном односу, па ће самим тим ван главне дијагонале матрице $S(X)$ постојати вредности велике по апсолутној вредности. У матрици $S(Y)$, ван-дијагонални елементи матрице ће бити много ближи нули услед оријентације оса новог координатног система у односу на скуп података (слика Г.3).

Из овога следи да је „најповољнији“ координатни систем за анализу, координатни систем:

$$Y = (y^{(1)}, y^{(2)}, \dots, y^{(m)})$$

чија матрица коваријансе $S(Y)$ има елементе главне дијагонале различите од нуле, а елементе ван те дијагонале једнаке нули.

Математички гледано, овај захтев би се могао формализовати на следећи начин. Нека је дата матрица X , чије колоне представљају скуп података са центром у координатном почетку. Потребно је пронаћи матрицу трансформације P која улазни скуп података пресликава у:

$$Y = PX,$$

при чему матрица коваријансе вектора Y , $S(Y) = \frac{1}{n-1}YY^T$ мора бити дијагонална матрица.

Ако посматрамо издвојено израз YY^T , може се успоставити следећа једнакост:

$$YY^T = (PX)(PX)^T = PXX^T P^T.$$

Матрица XX^T је симетрична, а самим тим је могуће и дијагонализовати, па постоји инвертибилна ортогонална матрица Q таква да важи:

$$XX^T = QDQ^T.$$

При том је матрица D дијагонална а колоне матрице Q представљају сопствене векторе матрице XX^T . На основу декомпозиције:

$$(n-1)S(Y) = PXX^T P^T = PQDQ^T P^T = (PQ)D(PQ)^T$$

може се закључити да ће $S(Y)$ бити дијагонална матрица уколико је P инверзна матрица матрице Q . С обзиром да је Q ортогонална матрица, може се поставити следећи услов:

$$P = Q^T.$$

Односно, редови матрице P су сопствени вектори матрице XX^T . Самим тим, за сваку колону $y^{(k)}$ матрице Y важи:

$$y^{(k)} = Q^T x^{(k)},$$

при чему је $x^{(k)}$ колона матрице X .

Овим поступком сопствени вектори постају нова база векторског простора, тј. множење матрице X са леве стране матрицом Q^T заправо пресликава тачке улазног скупа података из почетног координатног система у координатни систем у коме се као нови базис користе сопствени вектори матрице XX^T .

Сортирање сопствених вредности

ПЦА анализа се заснива на чињеници да су неке осе координатног система у коме су смештени подаци важније од других. Основна претпоставка је да је мера значајности осе заправо величина варијације података дуж те осе. С обзиром да ће свака оса носити различиту количину варијације, развијен је поступак мерења и упоређивања варијација дуж оса.

Ако посматрамо тачку $x^{(k)} \in \mathbb{R}^m$, тада је њена слика у новом простору $y^{(k)} = Q^T x^{(k)}$. Средња вредност свих таквих $y^{(k)}$ тачака је дата вектором:

$$u = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n y^{(k)} = \frac{1}{n} Q^T \sum_{k=1}^n x^{(k)} = 0$$

Њена вредност је нула јер су $x^{(k)}$, за $k = 1, 2, \dots, n$ тачке са центром у координатном почетку. Овим је прорачун варијансе поједностављен. Уколико се рачуна варијанса пројекција елемената матрице X на одређену осу, на пример $q^{(j)}$, добија се:

$$\text{var}(q^{(j)}) = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n \|q^{(j)T} x^{(k)}\|^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n x^{(k)T} q^{(j)} q^{(j)T} x^{(k)},$$

Због тога што су и $x^{(k)T} q^{(j)}$ и $q^{(j)T} x^{(k)}$ скаларне вредности, можемо им заменити места, чиме се добија:

$$\begin{aligned} \text{var}(q^{(j)}) &= \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n q^{(j)T} x^{(k)} x^{(k)T} q^{(j)} \\ &= \frac{1}{n-1} q^{(j)T} \left(\sum_{k=1}^n x^{(k)} x^{(k)T} \right) q^{(j)} = \frac{1}{n-1} q^{(j)T} X X^T q^{(j)} = \frac{1}{n-1} q^{(j)T} \lambda_j q^{(j)} \\ &= \frac{\lambda_j}{n-1} \end{aligned}$$

У последње две једнакости користе се следеће чињенице: (1) $q^{(j)}$ је сопствени вектор матрице XX^T чија је сопствена вредност λ_j и (2) $q^{(j)}$ има јединичну дужину.

Основни принцип ПЦА анализе јесте додељивање „степенa важности“ свакој оси новог координатног система, при чему је он пропорционалан количини варијансе пројектованих тачака улазног скупа података на ту осу. Оса са највећим значајем је она која одговара највећој сопственој вредности. Уобичајено је да се нове осе сортирају на основу њима одговарајућих сопствених вредности, редоследом од највеће ка најмањој.

Преглед ПЦА алгоритма

Улаз:

Скуп вектора података $x^{(1)}, x^{(2)}, \dots, x^{(n)}$, од којих се сваки састоји од m обсервација.

Процедура:

1. На основу вектора улазних података формирати матрицу података X димензија $m \times n$
2. Дефинисати вектор средње вредности као:

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n x^{(k)}$$

3. Израчунати матрицу коваријансе:

$$XX^T = \frac{1}{n-1} \sum_{k=1}^n (x^{(k)} - \mu)(x^{(k)} - \mu)^T$$

4. Одредити парове (сопствени вектор, сопствена вредност) матрице XX^T и формирати од њих скуп парова $\{(q^{(j)}, \lambda_j)\}_{j=1}^r$, при чему је r ранк матрице XX^T . Сопствени вектори $q^{(j)}$ представљају колоне матрице Q . Њихов распоред у оквиру матрице Q треба да одговара редоследу њихових сопствених вредности у опадајућем поретку.
5. За свако $x^{(1)}, x^{(2)}, \dots, x^{(n)}$ израчунати $y^{(k)} = Q^T x^{(k)}$.

Излаз:

Укупно n вектора $y^{(1)}, y^{(2)}, \dots, y^{(n)}$.

Примене ПЦА анализе:

На основу поступка ПЦА анализе, може се доћи до следећих сазнања:

1. Након дијагонализације матрице коваријансе, долази се до сазнања о корелацијама које постоје између обсервација. Линеарне комбинације обсервација (података смештених у редовима матрице) дефинишу односе између параметара садржаних у улазном вектору.
2. Дефинисањем новог скупа координатних оса (ротацијом у нови координатни систем) долази до елиминације одређених зависности парова података
3. Сопствена вредност придружена свакој појединачној оси новог координатног система одређује количину варијансе података пројектованих дуж тих оса. У зависности од примене ПЦА анализе, ово може бити од великог значаја али ову особину треба узети са резервом. У случају нелинеарних процеса, може се десити да улаз изазове драстичне промене у понашању система чак и у случају сасвим мале варијације података дуж неке осе. У таквом случају, ПЦА анализа није довољна као метод, и мора се допунити методом која би могла детаљније описати понашање система дуж дате осе.
4. Једна од свакако највише примењиваних могућности ПЦА анализе је могућност поједностављивања података и проблема помоћу редукције димензија.

Редукција димензија

Велики и комплексни скупови података веома често су подложни редувантности (корелисаности обсервација) и шуму. Ово се може видети и на основу изгледа спектра сопствених вредности таквог скупа: након што се поставе у опадајући редослед, одређен број прилично великих сопствених вредности је праћен сопственим вредностима значајно мање амплитуде. Захваљујући овој појави, могуће је формирати трансформациону матрицу Q^T у којој је број редова смањен. То резултује генерисањем $y^{(R)}$ вектора који у себи садрже само одређен број принципијелних оса са највише варијације у себи, док се остатак одбацује.

Таквим поступком долази се до поједностављења скупа података, јер долази до задржавања дела информација значајног за анализу, са истовременим уклањањем шума мерења. Један део шума ће свакако и даље бити присутан у задржаним пројекцијама података, али је он свакако мањи него раније. Ипак, основна идеја редукције димензија није уклањање шума већ уклањање сувишне количине информација везаних за мале варијације скупа података тј. елиминација параметара који имају мали ефекат на посматрани систем.

ПРИЛОГ Д – МИШИЋНЕ СИНЕРГИЈЕ ДОЊИХ ЕКСТРЕМИТЕТА

Мишићи дорзифлексори чланка.

Тибијални мишићи активни су од тренутка одизања стопала од подлоге, кроз читаву фазу замаха, све до тренутка спуштања стопала на подлогу (слика 5.1). Њихова активност у фази средњег замаха може се разликовати од субјекта до субјекта, а код појединих субјеката може се десити да не постоји. Током преласка из фазе ослонца у фазу замаха, брзом дорзифлексијом стопала спречава се његово запињање о подлогу. У обрнутом случају, преласка из фазе замаха у фазу ослонца, плантарном флексијом стопала регулише се успоравање тела у тренутку контакта стопала са подлогом. Улога ових мишића јесте да концентричним контракцијама, у периодима спуштања ноге на подлогу, доприносе стабилизацији чланка. Мишић који у овоме највише учествује, тибијалис антериор, има и додатну улогу ротације стопала ка унутра (инверзија), током кога се тежише помера ка спољашњем делу стопала. Тибијалис антериор је у оквиру рехабилитације хода један од најчешће изучаваних мишића. На основу електромиографије, често се екстрахују тренуци његове активације/деактивације, као и анвелопа.

Мишићи плантарфлексори чланка.

Сви мишићи задужени за плантарну флексију чланка осим гастрокнемијуса су мишићи покретачи једног зглоба. Највећи део њихове контракције је у фази ослонца, све до уласка у крајњу фазу ослонца (око 40% циклуса хода). Ови мишићи су пре свега задужени за контролу померања тела унапред. Током фазе средњег ослонца, они успоравају ротацију у зглобу чланка, и омогућавају померање тела унапред уз екстензију колена. Након ове фазе, следи фаза концентричних контракција у којој мишићи помажу одизање стопала од подлоге [219]. Активност ове групе мишића уобичајено престаје у тренутку одизања стопала од подлоге [250]. У новијим студијама је показано да плантарфлексори

чланка могу бити активни и током преласка из фазе замаху у фазу ослонца [251;252]. Приликом кретања већим брзинама, ексцентричне контракције мишића гастрокнемијуса и солеуса, омогућавају успоравање потколена, а самим тим и успоравање приликом уласка у фазу ослонца.

Предња мускулатура надколена - Квадрицепс

Овај мишић је конзистентно активан током преласка из фазе замаху у фазу ослонца. Међутим, у остатку циклуса, варијабилност је веома велика. Ово је нарочито присутно у тренутку преласка из фазе ослонца у фазу замаху где се тешко могу издвојити типичне шеме. Прва поменута фаза активности квадрицепса пружа колону стабилност при преношењу тежине и престаје са почетком екстензије колена. Друга фаза активности се дешава приликом преношења тежине на супротну ногу, а служи за стабилизацију колена и убрзање ноге у тренутку замаху.

Задња мускулатура надколена – Хамстринг

Сва три мишића који чине групу под називом „хамстринг“ активна су током периода преласка из фазе замаху у фазу ослонца. (слика 5.2) Међутим, дужина активности у фази замаху у великој мери варира и зависи од брзине хода. Са повећањем брзине, активност у фази замаху се продужава из фазе крајњег замаху у период иницијалног замаху. Код одређених субјеката, у око 40% од укупног броја, примећена је и друга фаза активности ових мишића при преласку из фазе ослонца у фазу замаху. У првој фази активности, ексцентричном контракцијом ових мишића у фази крајњег замаху, регулише се успоравање тела при уласку у фазу ослонца. У тренутку контакта пете са подлогом, долази до промене у функцији мишића, који се контрахују концентрично, омогућавајући тиме екстензију кука ради преношења тежине на ногу и током фазе средњег ослонца. Неконзистентна друга фаза активности подразумева ексцентричне контракције ових мишића за време флексије кука. Оне помажу флексију колена и спречавају запињање ноге о подлогу.

БИОГРАФИЈА АУТОРА

Ивана Миловановић је рођена у Панчеву 1983. године. Гимназију „Урош Предић“ у Панчеву завршила је 2002. године, а дипломирала је на петогодишњем програму на Електротехничком факултету Универзитета у Београду 2007. године на смеру Нуклеарна и медицинска техника. Тема дипломског рада је „Развој DC/DC конвертора за мишићни стимулатор“, под руководством проф. др Дејана Поповића.

Кандидаткиња је од марта 2008. године била запослена на Електротехничком факултету Универзитета у Београду као сарадник на пројекту. Исте године је Ивана уписала докторске студије на смеру Управљање системима и обрада сигнала на коме је са одличним успехом положила све испите и завршила све обавезе.

У свом досадашњем раду, дипл. инж. Ивана Миловановић је самостално или у сарадњи са другим ауторима објавила 1 рад у међународном часопису, 1 рад у домаћем часопису, 5 радова на међународним конференцијама и 7 радова на конференцијама националног значаја. У току је рецензија једног рада у часопису, и у завршној фази је рад који ће бити поднет за публикавање у часопису.

Поред тога, учествовала је у реализацији пројекта технолошког развоја МНТР Републике Србије (ЕТ11019, МНТР, „Електронски систем за управљање покретима особа са инвалидитетом“, руководилац пројекта: проф. др Дејан Поповић. Ивана је у оквиру сарадње Факултета са предузећем Фатроник Србија (сада *Technalia Serbia*, Београд) допринела развоју система за аквизицију хода, и то у домену унапређења мерног система.

Научноистраживачки рад Иване Миловановић у оквиру докторских студија био је усмерен на следеће области: биомедицинско инжењерство, медицинску инструментацију, рехабилитацију покрета, клиничко инжењерство, моторну контролу и биомеханику.

Прилог 1.

Изјава о ауторству

Потписани-а Ивана Миловановић

број уписа 07/5002

Изјављујем

да је докторска дисертација под насловом

СИНЕРГИЈЕ ХОДА ОСОБА ПОСЛЕ МОЖДАНОГ УДАРА: ИМПЛИКАЦИЈЕ ЗА
УПРАВЉАЊЕ АСИСТИВНИМ СИСТЕМИМА НА БАЗИ ЕЛЕКТРИЧНЕ
СТИМУЛАЦИЈЕ

резултат сопственог истраживачког рада,

да предложена дисертација у целини ни у деловима није била предложена
за добијање било које дипломе према студијским програмима других
високошколских установа,

да су резултати коректно наведени и

да нисам кршио/ла ауторска права и користио интелектуалну својину
других лица.

Потпис докторанда

У Београду, 22. 04. 2013. год.

Миловановић Ивана

Прилог 2.

Изјава о истоветности штампане и електронске верзије докторског рада

Име и презиме аутора Ивана Миловановић

Број уписа 07/5002

Студијски програм Електротехника и рачунарство, модул: Управљање системима и обрада сигнала

Наслов рада

СИНЕРГИЈЕ ХОДА ОСОБА ПОСЛЕ МОЖДАНОГ УДАРА: ИМПЛИКАЦИЈЕ ЗА
УПРАВЉАЊЕ АСИСТИВНИМ СИСТЕМИМА НА БАЗИ ЕЛЕКТРИЧНЕ
СТИМУЛАЦИЈЕ

Ментор Проф. др Дејан Поповић

Потписани Ивана Миловановић

изјављујем да је штампана верзија мог докторског рада истоветна електронској верзији коју сам предао/ла за објављивање на порталу **Дигиталног репозиторијума Универзитета у Београду**.

Дозвољавам да се објаве моји лични подаци везани за добијање академског звања 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 докторанда

У Београду, 22. 04. 2013. год.

Миловановић Ивана

Прилог 3.

Изјава о коришћењу

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

СИНЕРГИЈЕ ХОДА ОСОБА ПОСЛЕ МОЖДАНОГ УДАРА: ИМПЛИКАЦИЈЕ ЗА УПРАВЉАЊЕ АСИСТИВНИМ СИСТЕМИМА НА БАЗИ ЕЛЕКТРИЧНЕ СТИМУЛАЦИЈЕ

која је моје ауторско дело.

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

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

1. Ауторство
2. Ауторство - некомерцијално
3. Ауторство – некомерцијално – без прераде
4. Ауторство – некомерцијално – делити под истим условима
5. Ауторство – без прераде
6. Ауторство – делити под истим условима

(Молимо да заокружите само једну од шест понуђених лиценци, кратак опис лиценци дат је на полеђини листа).

Потпис докторанда

У Београду, 22. 04. 2013. год.

Милошковић Ивана