

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫНЫҢ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ



Ә. Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік автоматтандыру және цифрлау институты

«Роботтық техника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

Юсупова Динара Алматқызы

«Жасанды аяқ-қолды стимуляторлы электронейромиография арқылы
басқару»

ДИПЛОМДЫҚ ЖҰМЫС

5B071600 – Аспап жасау мамандығы

Алматы 2020

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫНЫҢ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ



SATBAYEV
UNIVERSITY

Ә. Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік автоматтандыру және цифрлау институты

«Роботтық техника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

ҚОРҒАУҒА РҰҚСАТ

РТЖАТҚ кафедра меңгерушісі
техника ғылым кандидаты



Қ.А. Ожикенов
«23» мамыр 2020 ж.

ДИПЛОМДЫҚ ЖҰМЫС

Тақырыбы: «Жасанды аяқ-қолды стимуляторлы электронейромиография
арқылы басқару»

5B071600 – Аспап жасау мамандығы бойынша

Орындады

Юсупова Динара

Ғылыми жетекшісі
тех.ғылым кандидаты, профессор



Ожикенов Қ.А.

«23» мамыр 2020 ж.

Алматы 2020



SATBAYEV
UNIVERSITY

Ә. Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік автоматтандыру және цифрлау институты

«Роботтық техника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

5B071600 – Аспап жасау

БЕКІТЕМІН

РТжАТҚ кафедра меңгерушісі
техника ғылым кандидаты



Қ.А. Ожикенов
«23» қаңтар 2020 ж.

ТАПСЫРМА

дипломдық жұмысты орындауға

Білім алушыға Юсупова Динара Алматқызы

Тақырыбы: Жасанды аяқ-қолды стимуляторлы электронейромиография арқылы басқару

Университет ректорының бұйрығымен бекітілген №726-б «27» қаңтар 2020 ж.

Аяқталған жұмысты тапсыру мерзімі «15» мамыр 2020 ж.

Дипломдық жұмыстың бастапқы мәліметтері: Жасанды қолды электронейромиография арқылы басқару жүйесін әзірлеу болып табылады, Multisim 12 бағдарламасында басқару жүйесін құрып, зерттеу.

Дипломдық жұмыста әзірленуге жататын мәселелер тізімі:

- а) Негізгі ұғымдарды, түрлерін, жіктелуін, бионикалық қол протездерінің жұмыс принципін талдау;
- б) Электромиографияның негізгі принциптерін оқып үйрену;
- в) Қолдың миоэлектрикалық протездерінің құрылымдық диаграммасын құру;
- г) Портативті электромиографты әзірлеу.

Графикалық материалдың тізбегі (міндетті сызбаларды дәл көрсете отырып):
20 слайд

Ұсынылатын негізгі әдебиеттер: 20 әдебиеттер тізімі

Дипломдық жобаны дайындау

КЕСТЕСІ

Бөлімдер атауы, әзірленетін сұрақтар тізбесі	Ғылыми жетекшіге ұсыну мерзімдері	Ескертпелер
Теориялық бөлім	22.01 – 15.02.2020 ж.	Орындалды
Есептеу бөлімі	22.01 – 15.02.2020 ж.	Орындалды
Бағдарламалық бөлім	15.03 – 20.04.2020 ж.	Орындалды
Зерттеу бөлімі	15.03 – 20.04.2020 ж.	Орындалды
Қорытынды бөлім	15.03 – 20.04.2020 ж.	Орындалды

Аяқталған дипломдық жобаға және оған қытысты бөлімдерінің кеңесшілері мен қалып бақылаушының

ҚОЛТАҢБАЛАРЫ

Бөлімдердің атауы	Ғылыми жетекшілер, кеңесшілер, (аты-жөні, тегі, ғылыми дәрежесі, атағы)	Қол қойылған күні	Қол
Қалып бақылаушы	Ж.С.Бигалиева, техника ғылымдары магистрі, лектор	23.05.2020 ж.	



Ғылыми жетекшісі Ожикенов Қ.А.

Тапсырманы орындауға алған білім алушы

Юсупова Д. А.

Күні «23» мамыр 2020 ж.

АНДАТПА

Бұл дипломдық жұмыс кіріспеден, теориялық және техникалық бөлімдерден, сондай-ақ қорытынды мен пайдаланылған әдебиеттер тізімінен тұрады. Дипломдық жұмыстың көлемі 39 бет, 3 кесте, 30 сурет.

Зерттеу нысаны - бұлшықет жасушаларында пайда болатын және діңгектің бұлшықеттерінен оқылатын биоэлектрлік сигналдармен басқарылатын, ампутацияланған қолдың конструкциясына мүмкіндігінше жақын орналасқан бионикалық протездер. Және қол протездерін бақылау әдістері мен алгоритмдері. Жұмыстың мақсаты - бұлшықет белсенділігінің сигналдарын тануға мүмкіндік беретін қолдың бионикалық протездерін бақылаудың ақпараттық-өлшеу жүйесін жасау.

АННОТАЦИЯ

Данная дипломная работа состоит из введения, теоретической и технической частей, а также заключения и списка использованной литературы. Объем дипломной работы составляет 39 страниц, включает 3 таблиц, 30 иллюстрации.

Объектом исследования являются бионические протезы верхних конечностей, максимально приближенные по конструкции к ампутированной конечности, для управления которыми используются биоэлектрические сигналы, возникающие в мышечных клетках и считываемые с мышц культи. Предметом исследования являются методы и алгоритмы управления протезом верхней конечности. Целью работы является разработка информационно-измерительной системы для управления бионическими протезами верхних конечностей, позволяющей распознавать сигналы мышечной активности.

ABSTRACT

This thesis consists of an introduction, theoretical and technical parts, as well as the conclusion and list of references. The volume of the thesis is 39 pages, includes 3 tables, 30 illustrations.

The object of the study is bionic prostheses of the upper extremities, which are as close as possible to the design of the amputated limb, which are controlled by bioelectric signals that occur in muscle cells and are read from the muscles of the stump. The subject of research is the methods and algorithms for controlling the prosthesis of the upper limb. The aim of the work is to develop an information-measuring system for controlling bionic prostheses of the upper extremities, which allows to recognize signals of muscle activity.

МАЗМҰНЫ

КІРІСПЕ	9
1 Қолданыстағы қол протездерін талдау	10
1.1 Косметикалық протездер	10
1.2 Механикалық протездер	11
1.3 Биоэлектрлік протездер	12
2 Жұмыстың негізгі бөлігі	15
2.1 Биоэлектрлік протездерді ЭМГ көмегімен басқару	15
2.2 Миоэлектрикалық протездерінің құрылымдық диаграммасы	18
2.3 Білек бұлшықеттерінің биоэлектрлік белсенділігін зерттеу	22
2.4 Саусақты ЭМГ идентификация алгоритмі	26
3 Іске асыру	30
Қорытынды	
Пайдаланған әдебиеттер тізімі	
Қосымша А	

КІРІСПЕ

Бүгінгі таңда протездеу - тірек-қимыл аппараты аурулары бар немесе аяқ-қолдарының жетіспеушілігі бар адамды әлеуметтік және еңбек оңалтуындағы өте маңызды кезең. Мүгедектердің осы санатындағы емдеу әдісі протездеу болып табылады, оның мақсаты жоғалған аяқ-қолдың функцияларын мүмкіндігінше қалпына келтіру және адамды белсенді жұмыс өміріне қайтару.

Роботтық протездер тақырыбы өзекті және жыл сайын танымал болуда. Қазіргі уақытта, ғылыми жетістіктер мен технологияны дамытудың арқасында мүмкіндігі шектеулі жандарға көптеген опциялар мен протездік құрылғылар бар. Бұл саладағы өндіріс орнында тұрмайды, көптеген жаңа әзірлемелер бар, олар өз әріптестерінен жоғары. Осыған байланысты жоғалған аяқ-қол функцияларын орындай алатын, яғни адамды негізгі және күнделікті әрекеттерді орындау қабілетіне қайтаратын құрылғы жасау - протездерді құрудағы басты міндеттердің бірі.

Протездің функционалдығы басқару жүйесін таңдау арқылы анықталады. Ең көп таралған протездер - тартымды механикалық, байланыс, биоэлектрлік және миотоникалық. Протездерді биоэлектрлік басқаруда, басқару сигналы тиісті бұлшықеттердің электрлік белсенділігі болып табылады. Пайдаланушы қолын қозғалтқанда, белсенділік (ЭМГ) таңдалған бұлшықеттерден беттік ЭМГ электродтары арқылы жазылады. Декодтау процедурасын қолдану арқылы бұлшықет белсенділігі робот қолын басқаруға қолданылатын кинематикалық айнымалыларға айналады. Ертеректе ЭМГ сигналдары роботты құрылғыларды басқару сигналдары ретінде қолданылған. Тері бетінде өлшенген ЭМГ сигналдары бұлшықет белсенділігінің электрлік көрінісі болып табылады. Бұл адамның жүйке жүйесіне маңызды қол жетімділікті қамтамасыз етеді.

Биоэлектрлік бақылауы бар жоғары сапалы протездер жасау үшін жоғары сапалы және тұрақты ЭМГ сигналын алу қажет. Биопотенциалдарды терінің бетінен тазарту сапасы жүйенің қалған бөлігінің жұмысына қатты әсер етеді. Биоэлектрлік протездерді жасаудағы негізгі міндет - биопотенциалдардың күшейткішін жасау және электродтардың оңтайлы дизайнын, сонымен қатар оларды бекіту әдісі және қолданудың қажетті нүктелерін таңдау.

Бұл жұмыстың мақсаты - қолдың бионикалық протездерін бақылау және электр қозғалысының электр қозғалысының көмегімен жасау, зерттеу, протездерді биоэлектрлік бақылау үшін тері бетінен ЭМГ сигналдарын қабылдау кезінде туындайтын мәселелерді шешу. Сонымен қатар электродтар мен биопотенциалды күшейткіштің оңтайлы дизайнын табу. Алайда, протездеу саласындағы технологиялық жетістіктерге қарамастан, протез жасау кинематикалық және функционалдық сипаттамаларында жетіспейтін аяққа мүлдем ұқсас және ампутациядан кейін жоғалған мүмкіндіктерді толығымен өтеуге мүмкіндік береді.

1 Қолданыстағы қол протездерін талдау

Протез - бұл аяқтың немесе дененің кез-келген басқа бөлігінің жетіспейтін сегменттерін ауыстыруға арналған және ақауды функционалды және косметикалық жолмен толтыруға қызмет ететін механикалық құрылғы.

Протездер мақсатына сәйкес:

- Функционалды - ұстап тұруға мүмкіндік беретін белсенді протездер. Әр түрлі механизмдер арқылы басқарылады. Олар қолдың сыртқы түріне еліктейтін косметикалық қабықта бола алады немесе заманауи технологиялық дизайнға ие бола алады.
- Косметикалық - тек пассивті сәндік функцияны орындайды.

Жұмыс принципіне сәйкес:

- Механикалық;
- Биоэлектрлік (миоэлектрлік, бионикалық).

1.1 Косметикалық протездер

Косметикалық немесе пассивті протездер ең қарабайыр. Олар тек табиғи келбетті қалпына келтіруге арналған және сәйкесінше формасы, салмағы, тозу қарапайымдылығы, техникалық қызмет көрсетудің қарапайымдылығы және пайдалану басты роль атқаратын жағдайларда қолданылады. Протездің бұл түрінде жоғалған жоғарғы аяқтың функцияларын толықтыруға мүмкіндік бермейтін белсенді ұстамалар жоқ.



1.1 сурет – Косметикалық протез

Косметикалық протез корпус жиынтығынан, білек жақтауынан және косметикалық қолғаптан тұрады. Протездің осы түрінің артықшылықтары мен кемшіліктері 1.1-ші кестеде көрсетілген.

Кесте 1.1 – Косметикалық протездердің артықшылықтары мен кемшіліктері [2]

Артықшылықтары	Кемшіліктері
Сыртқы көрініс нақты қолға ұқсас	Белсенді түсірудің болмауы
Қарапайым өндіріс және пайдалану	Шектеулі функция
Техникалық қызмет көрсету үлкен қаржылық шығындарды қажет етпейді	Жеке силикон қабықтарының жоғары бағасы
Ылғалды ортада пайдалану мүмкіндігі	

1.2 Механикалық протездер

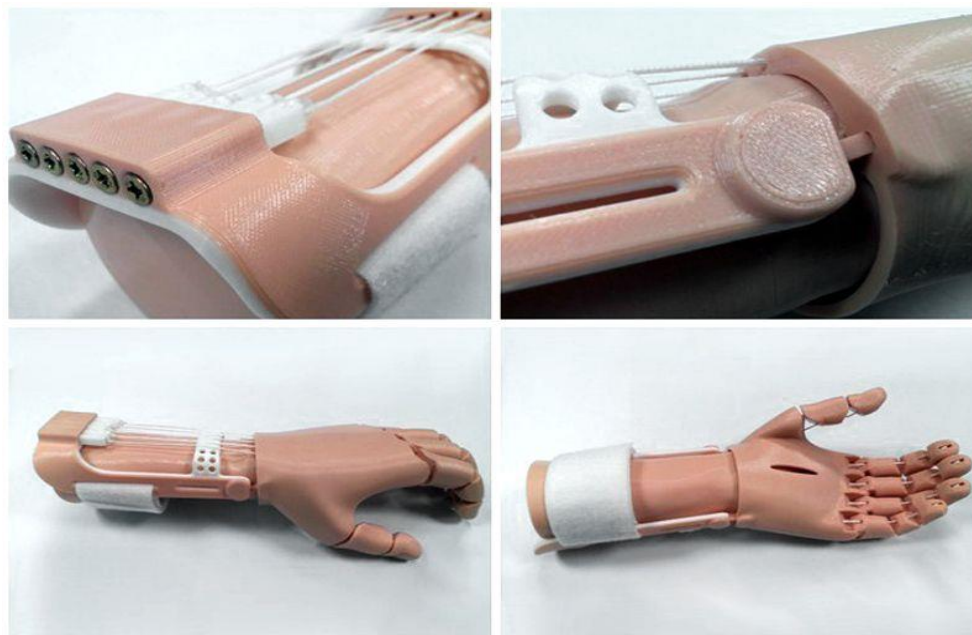
Механикалық (тарту) - бұл протездерді басқару деп аталады, олар өзекшелер көмегімен жүзеге асырылады. Протездердің бұл түрінде сығу күші адамның күшімен басқарылады. Басқару қолдың әртүрлі бөлімдерін қолдана отырып жүзеге асырылады. Ұстауды орындау арқылы адамның өзі қысудың күші мен реакция жылдамдығын реттейді. Мұндай протез бұлшық еттерді жаттықтыруға және дамытуға, оларды атрофияға жол бермей, жақсы күйде ұстауға мүмкіндік береді[12].

Бұл көрініс иықтан да, аяқтың ульнарынан немесе білек бөлігінен де көрінеді. Ұзақ пайдалану арқылы пациенттер көптеген күрделі әрекеттер мен қимылдарды жасай алады. Мәтін жазу, жүктерді жылжыту, теннис ойнау сияқты.

Механикалық протез құрамына мыналар кіреді:

- табакқа бекітілген жеңдер;
- сабаққа арналған пластикалық шыныаяқ;
- қол немесе ілмек;
- қарама-қарсы иыққа арналған арқан мен манжеттер, олардың көмегімен ілгек немесе қол белсенді түрде ашылады.

Механикалық протездің артықшылықтары мен кемшіліктері 1.2-ші кестеде көрсетілген.



1.2 сурет – Механикалық протез

Кесте 1.2 - Механикалық протездің артықшылықтары мен кемшіліктері [2]

Артықшылықтары	Кемшіліктері
Функционалды	Қозғалыстың табиғи еместігі
Сенімді пайдалану	Ұстау кезіндегі ыңғайсыздық және қысым
Қарапайым жұмыс принципі	Адамның қуат мүмкіндіктеріне байланысты шектеулі қуат алу.
Ылғалды ортада пайдалану мүмкіндігі (жүзу мүмкіндігі)	Эстетикалық келбеті
Салыстырмалы түрде төмен баға	Бостандықтың төмен дәрежелері

1.3 Биоэлектрлік протездер

Ғылым мен техниканың ілгерілеуі нәтижесінде адам ағзасының биоэлектрлік потенциалын тіркеу арқылы басқарылатын протездер жасауға мүмкіндік туды. Бұл протездердің қатарына биоэлектрлік протездер жатады. Мұндай протездер ең дамыған және жетілдірілген.



1.3 сурет – Биоэлектрлік протез

Бұл протездің негізгі функциялары - қолдың айналуы, заттарды түсіру және сақтау. Биоэлектрлік протездердің басты артықшылығы - жоғары тарту күші, сонымен қатар көптеген еркіндік дәрежелері. Бірегей функциялары арқасында бионикалық протез адамдарға бұрынғыдай ас құралдары, шар қаламдар және т.б. сияқты ұсақ заттарды басқаруға мүмкіндік береді [5].

Бионикалық протездердің барлық жаңашылдығы мен артықшылықтарына қарамастан, оның кемшіліктері бар:

- Күрделі электроника құрылғысы үнемі техникалық қызмет көрсетуді қажет етеді
- Батареяның қызмет мерзімі қысқа. Толық зарядталған батарея 6-8 сағатқа созылады, сондықтан мұндай протезді алып тастап, зарядтау керек.
- Ылғалдан қорғамайды. Бұл протезбен сіз душ қабылдай алмай, бассейндерге бара алмайсыз [2].

Биоэлектрлік протездік құрылғылар әдетте үш негізгі бақылау әдісінің бірімен басқарылады: нейрокомпьютер, нейроэлектрлік, электромиографиялық (миоэлектрлік).

Нейрокомпьютер әдісі бастапқы ақпарат ретінде ми қыртысының сигналын пайдаланады. Сигнал ми қыртысына хирургиялық жолмен енгізілген сымдар көмегімен алынады. Алынған мәліметтер протездік құрылғының механикалық бөлігіне өңделіп, жіберіледі.

Нейроэлектрлік бақылау әдісі адамның белсенді қозғалтқыш нервтерінен оқылатын сигналдарды қолданады. Бұл әдіспен электродтарды жүйке ұлпасына салуға немесе олардың үстіне қоюға болады.

Электромиографиялық әдіс протездік құрылғыны басқарудың бастапқы сигналы ретінде миоэлектрлік сигналды қолдануды қамтиды. Миоэлектрлік сигнал - қозған бұлшықет талшықтарынан немесе олардың жиырылу кезінде бұлшықет көлемінің өзгеруінен болатын сигнал [9].

Кесте 1.3 - Биоэлектрлік протездердің бақылау әдістерінің артықшылықтары мен кемшіліктері [9]

Басқару әдістері	Артықшылықтары	Кемшіліктері
Нейрокомпьютерлік	Сенсорлық функцияларды қалпына келтіруі және ақпаратты миға тікелей жіберілуі	Инвазивтілік
		Сенсорлар мен электродтарды имплантациялау кезінде мидың зақымдану және жұқтыру қаупін тудыратын инвазивтілік
		Аяқ-қолдардың толық сал ауруымен қолдану мүмкін емес
Нейроэлектрлік	Жүйке талшықтарын электрлік ынталандыру арқылы сезімталдықты қайтару мүмкіндігі	Инвазивтілік
		Биопотенциалдар көздеріне қарағанда ақпараттық сигналдың төмен амплитудасы
	Ампутацияланған аяқ-қолдың жұмысына жауапты адамдарға тәуелділіктің болмауы	Аяқ-қолдардың толық сал ауруымен қолдану мүмкін емес
Электромиографиялық	Инвазивті емесдігі	Аяқ-қолдардың толық сал ауруымен қолдану мүмкін емес
	Басқаруды жүзеге асырудың қарапайымдылығы	

Бірінші бөлімді қорытындылай отыра, биоэлектрлік протездерді басқарудың үш әдісін қарастырдым. Мен, осы үш әдісті салыстыра-қарастыру барысында протездеудің ең тиімді әдісін анықтадым. Дене үшін неғұрлым қауіпсіз - электромиографиялық бақылау әдісі. Таңдалған бақылау әдісін қолданудағы басты талап - аяқ-қолды басқаруға жауапты бұлшықет талшығының белсенділігі мен тұтастығын сақтау.

2 Жұмыстың негізгі бөлігі

2.1 Биоэлектрлік протездерді ЭМГ көмегімен басқару

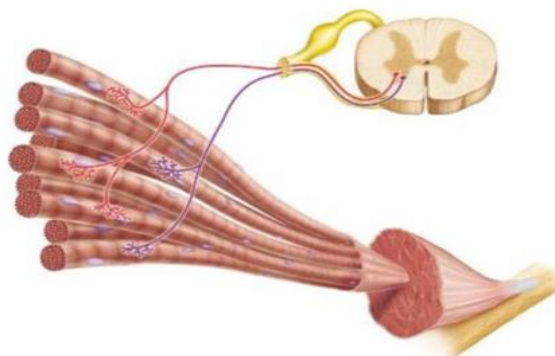
ЭМГ - бұлшықет талшықтары шығаратын электрлік белсенділігі. Беттік ЭМГ айналу моментіне қатынасытын электромиографияны көптеген физикалық зерттеулерде қажет бұлшықет кернеуін тікелей өлшеуге балама етеді. Алайда, ЭМГ сигналының пайда болуының күрделілігі осы қатынастардың сандық сипаттамасын жасауға кедергі болды. Электромиография сигналының шығу тегі мен табиғаты жер үсті ЭМГ мен айналу моментінің арасындағы қатынасты орнатудың қиындықтарын түсінудің қажетті шарты болып табылады.

Адамның қозғалысы бұл қаңқалық бұлшықеттердің жиырылуының нәтижесі, бұл қалыптың сақталуын, дененің жекелеген бөліктерінің немесе бүкіл дененің кеңістіктегі қозғалысын қамтамасыз етеді. Адамдарда қимылдарды орталық жүйке жүйесі (ОЖЖ) басқарады; бұлшықет жиырылуында жүзеге асырылатын белгілі бір тапсырманы орындауға қозғалыс мүшелерінің қызметін бағыттайды. Қозғалыс белсенділігінің бұл формасы саналы қозғалыстар деп аталады, ал қозғалыс актіні жүзеге асырудағы бұлшықет топтарының үйлестірілген әрекеті қимылдарды үйлестіру деп аталады [3].

Қозғалыстарды үйлестіру тетіктері туралы қазіргі заманғы идеялардың аясында бұлшықеттер тек атқарушы қозғалыс аппараттары ғана емес, сонымен қатар сезім мүшелері болып табылады. Бұлшықет талшықтары мен сіңірлерінде арнайы жүйке ұштары орталық жүйке жүйесінің әртүрлі деңгейіндегі жасушаларға импульстар жіберетін рецепторлар бар. Нәтижесінде рецепторлар мен бұлшықеттер арасында жабық цикл құрылады: қозғалтқыш нервтері бойымен жүретін әртүрлі ОЖЖ түзілімдерінен импульстар бұлшықеттің жиырылуын тудырады, ал бұлшықет рецепторлары жіберетін импульстар орталық жүйке жүйесін әр элемент пен қозғалыс моменті туралы хабарлайды. Циклдік байланыс жүйесі қозғалыстарды нақты бақылауды және олардың үйлестірілуін қамтамасыз етеді [3]. Орталық жүйке жүйесінің әртүрлі бөліктері моторлық актілер кезінде қаңқа бұлшық еттерінің қозғалысын бақылауға қатысса да, олардың өзара әрекеттесуін қамтамасыз етуде және қозғалыс реакциясының мақсатын анықтауда жетекші рөл ми қыртысындағы церебральды жарты шар жатады, әсіресе күрделі қозғалыстар жасағанда. Церебральды жарты шар қыртысында қозғалыс және сенсорлық аймақтар бір жүйені құрайды, әр бұлшықет тобы осы аймақтардың белгілі бір бөлігіне сәйкес келеді. Бұл қарым-қатынас қозғалыстарды дәл орындауға мүмкіндік береді, оларды денеге әсер ететін экологиялық факторлармен байланыстырады.

Бұлшықет жасушаларының жиырылу әрекетін мотонейрондар басқарады. Мотонейрон - бұл жұлынның денесінде орналасқан нерв жасушалары, ал аксондар - бұлшықетке баратын мотор нервіндегі ұзын бұтақтар (2.1-сурет). Бұлшықетке енгеннен кейін аксон көптеген тармақтарға бөлінеді, олардың

әрқайсысы жеке талшыққа қосылады. Осылайша, бір мотонейроны талшықтардың бүкіл тобын басқарады, олар тұтастай жұмыс істейді. Мотонейрондық және иннервацияланған бұлшықет талшықтары бар кешен қозғалыс бірлігі (ҚБ) деп аталады. Бір мотонейроны қоздыратын талшықтардың орташа саны бұлшықеттің ҚБ-ін сипаттайды, ал кері - иннервация тығыздығы деп аталады. Иннервация тығыздығы бұлшықеттерде үлкен болып саналады егер, қозғалыстар кішкентай және «жұқа» (көз, саусақтар, тіл). Керісінше кішкентай болса, бұлшық еттерде «өрескел» қозғалыстар болады.



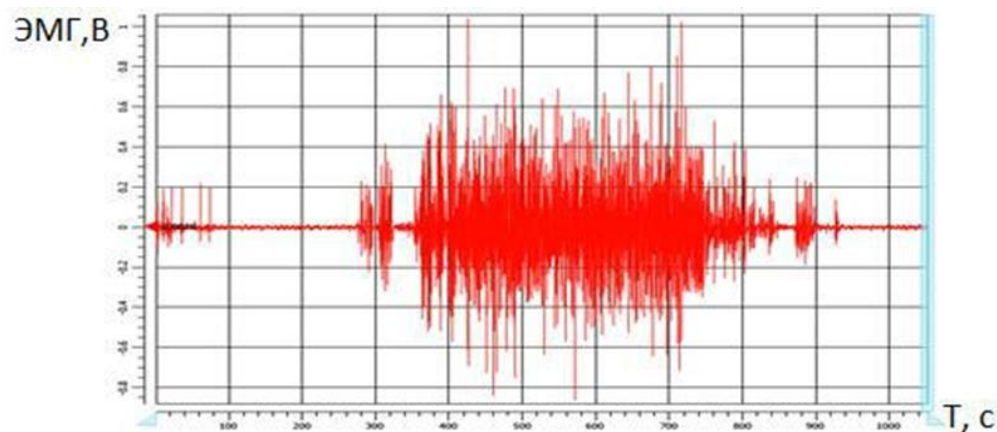
2.1 сурет – Бұлшықет жиырылу жиілігін бақылау процесі

Бұлшықет - бірнеше тіректері бар тірек-қозғалыс жүйесінің құрылымдық элементі. Бұлшықет қызметін жүйке реттеуге кем дегенде үш ішкі жүйе қатысады. Бірінші ішкі жүйе бұлшықеттің жиырылу қызметін анықтайды. Ол мотонейрондардан және оларда орналасқан проприорецепторлары бар бұлшықеттерден тұрады. Ондағы импульсті ақпарат жұлынның алдыңғы мүйіздерінің жасушаларынан бұлшықетке және қарама-қарсы бағыттағы бұлшықет рецепторларынан кейінгі тамыр жүйесі арқылы жұлын орталықтарына және қайтадан мотонейрондарға таралады. Екінші ішкі жүйе проприорецепторлардың қозғалыстығының оңтайлы деңгейін қамтамасыз етеді. Мотонейрондар мен Реншав кірістіру нейрондарының аксональды коллатералі тұратын үшінші ішкі жүйе мотонейрондарының өзін-өзі реттеуге арналған [6].

Қозғалыс міндеттері мен мақсаты ойлау арқылы қалыптасады, ол адамның назарын және күш-жігерін анықтайды. Соңғы уақытқа дейін протездер адам ағзасына механикалық түрде бекітіліп, жүйке жүйесімен байланысы болмаған. Олар темір түйіспелерінде иіліп тұруы мүмкін, бірақ әрбір қозғалысты орындау үшін, киетін адам кері байланысты қамтамасыз ете отырып, оның протездерінің әрекетін қолмен реттеуі керек. Аяғы жоқ адам саусақты жылжытқысы келгенде, ми аяқтың бұлшық еттеріне апаратын нервтердің бойымен жүретін тиісті сигнал шығарады. Бірақ аяғы жоқ болғандықтан, сигнал «қуысқа» ауысады. Егер жүйке импульстарын «ұстап алудың» жолында болса, осы негізде талдау мен мәліметтерді өңдеуден кейін протезді басқаратын топтар құруға болады.

Орталық жүйке жүйесінен бұлшықетке берілетін биоэлектрлік әсер қозғалысы деп аталатын нүктелердегі амплитудасының жоғарылауымен көрінеді

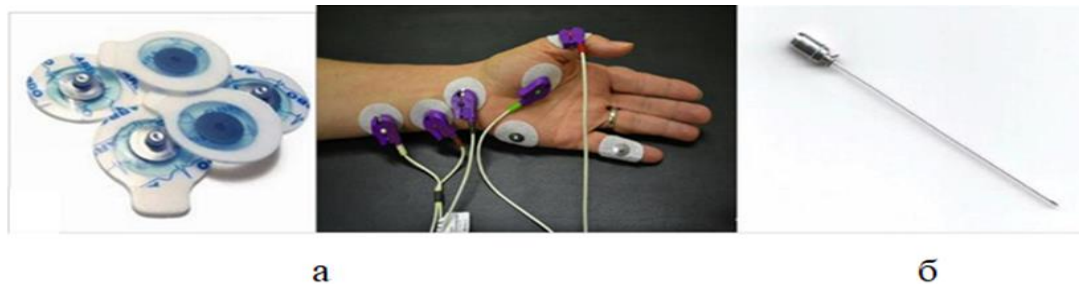
- ҚБ ең көп жинақталатын жерлерде. Қозғалтқыш нүктесінің ауданы бұлшықеттің ең қозғыш бөлігі болып табылады. Егер біз қозғалыс нүктелерінің орналасқан жерлеріндегі биопотенциалды алып тастасақ, онда протезді басқарудың бастапқы сигналдарын аламыз. Медицинада биоэлектрлік потенциалдарды тіркеу арқылы жүйке-бұлшықет жүйесін зерттеу әдісі әдетте электромиография (ЭМГ) деп аталады. 2.2-суретте бұлшықетті ынталандыруға арналған ЭМГ көрсетілген.



2.2 сурет – Бұлшықетті ынталандырумен ЭМГ сигналы

ЭМГ зерттеулері биопотенциалдардың амплитудасы 5-10 мкВ (демалу кезіндегі бұлшықет) 500-1000 мкВ дейін (қозған күйдегі бұлшықет) өзгеретінін көрсетеді. Беттік электродтармен жазылған биопотенциалдардың негізгі жиілік диапазоны 20-200 Гц, ең көбі 50-100 Гц құрайды [8].

Беттік ЭМГ мен инені ЭМГ арқылы ажырату (2.3-сурет) Беттік (жаһандық, кескінді немесе жалпы ЭМГ) бұлшықет биотопенциалдарын демалу кезіндегі жазу және зерттеу әдісі және олар биоэлектрлік белсенділікті бұлшықеттің қозғалыс нүктесінен біршама жоғары орналасқан беткі электродтармен бөлу арқылы іске қосылған кезде. Бұл әдіс инвазивті емес және ауыртпалықсыз, бұлшықеттердің электрлік белсенділігін бүкіл әлем бойынша бағалауға мүмкіндік береді [3,4].



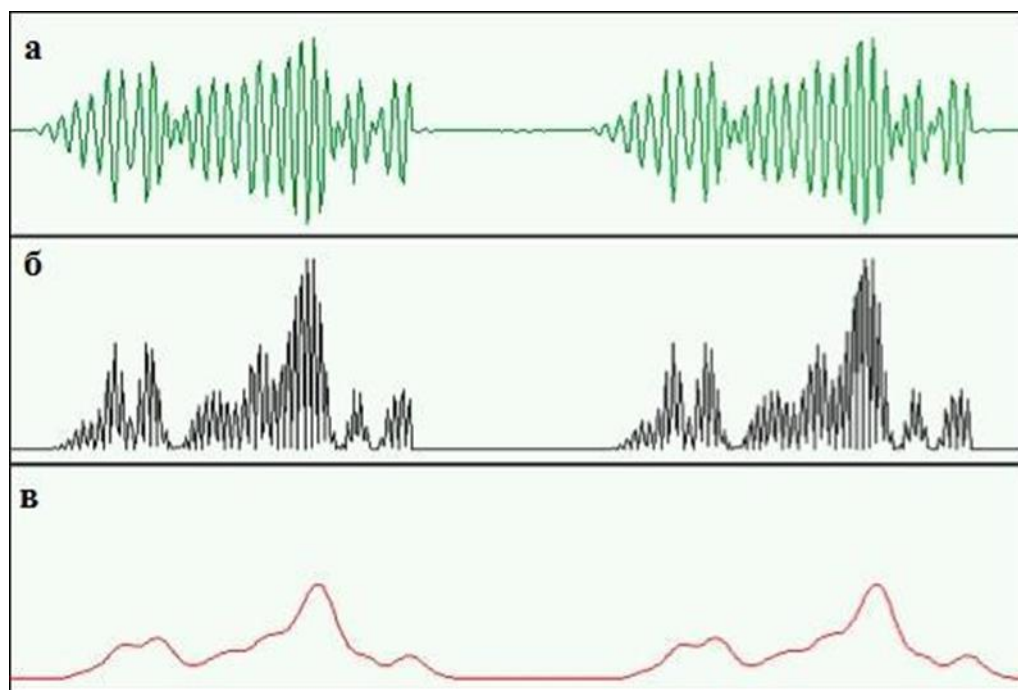
2.3 сурет – Электродтардың түрлері: а – беттік электродтар, б – инелер электродтары

2.5 сурет – Басқару блогының құрылымдық диаграммасы және қолдың биоэлектрикалық протездері арқылы командалар құруға арналған қондырғы

Басқару блогы бұлшық еттерден сигналды түрлендіреді және алдын-ала күшейткіштен, жолақты сүзгіден, күшейткіштен және түзеткіштен тұрады. Пәрмен құру блогында микроконтроллер және сервопривод бар.

Электрмиограмманың орташа амплитудасы 20-200 мкВ аралығында болады. Осы шаманың сигналымен жұмыс істеу іс жүзінде мүмкін емес, сондықтан әрі қарай жұмыс істеу үшін биосигнал басқару блогының күшейткішіне беріледі. ЭМГ-ға дыбыстың өзгермейтін түрі тән, сондықтан бақылау сигналын күшейтіп, шу да күшейеді [14]. Ақпаратты сигнал алу үшін сүзгіге алдын-ала күшейткіштен сигнал беріледі. Оңтайлы ЭМГ жиіліктер аймағы 20-500 Гц диапазонында болады, сондықтан жолақты өту сүзгісін қолданған дұрыс.

Сигналды орташа мәнге келтіру және кернеудің оң бөлігін алу үшін конвертке детектор ретінде қызмет ететін жарты толқындық түзеткіш қосылады және ол сигналды жою және кернеудің оң бөлігін алу үшін қолданылады, сигнал күшейтілгеннен және жолақ жолымен сүзілгеннен кейін. Конверт детекторы интегратор ретінде әрекет етіп, сигналдағы толқындарды тегістеу үшін төмен өту сүзгісімен бірге жүреді. Әрі қарай, сигнал микроконтроллердің АЦП кірісіне беріледі, ал шығу кезінде біз механизмнің бұрылу бұрышын анықтайтын түрлендірілген аналогтық сигнал мен сандықты аламыз.



2.6 сурет – а – ЭМГ бар сигнал; б – күшейтілген және түзетілген сигнал; в – микроконтроллердің шығуынан келетін сигнал

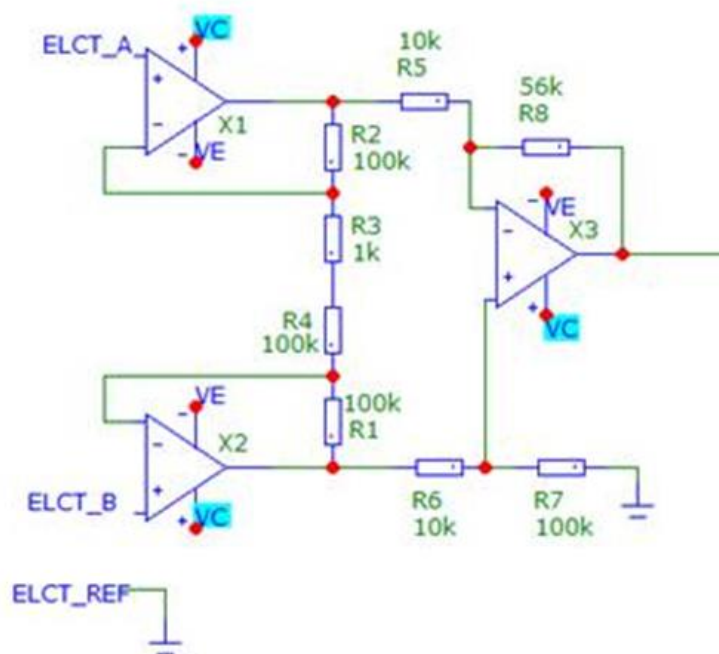
ЭМГ сигналын алу үшін келесі блоктардан тұратын күшейткіш кезеңін жасау қажет:

- Аспапты күшейткіш;
- Жолақ-сүзгі (Полосковый фильтр);
- Дәлме дәл түзеткіш (Прецизионный выпрямитель);
- Төмен өту сүзгісі (Фильтр нижних частот).

Біз жоғарыда аталған блоктардың әрқайсысын кезең-кезеңмен дамытамыз:

- Аспап күшейткіші (АК)

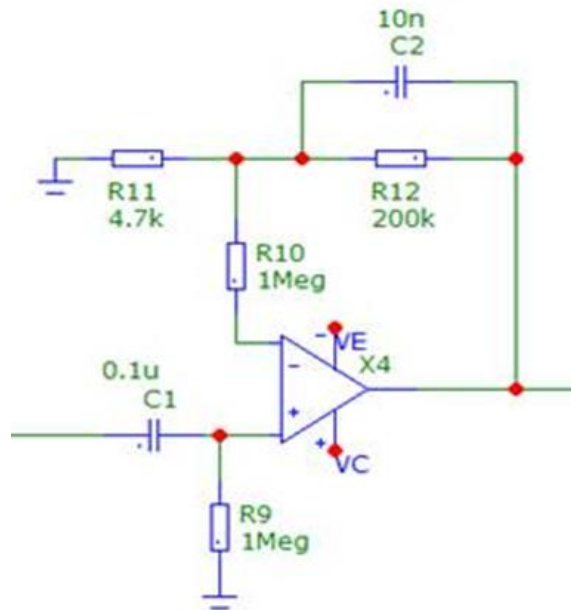
Аспаптың күшейткіші А және В электродтары арасындағы дифференциалды кернеуді күшейтеді. Сонымен қатар, жерге тұйықталған үшінші REF электрод бар. REF электродты А және В электродтарынан алыс орналастырған жөн. R4 резисторы АК өсуін бақылайды, ал R7 жалпы режимдегі сигналды басқарады. R7 бұлшық еттер қысылмаған кезде шығыс кернеуді азайтуға болатындай етіп реттелуі керек. R8 күшейткіштің өсуін жоғарылату / төмендету үшін көбейтілуі / төмендетілуі мүмкін [7].



2.7 сурет – Аспаптардың күшейткіші

- Жолақ сүзгі (ЖС)

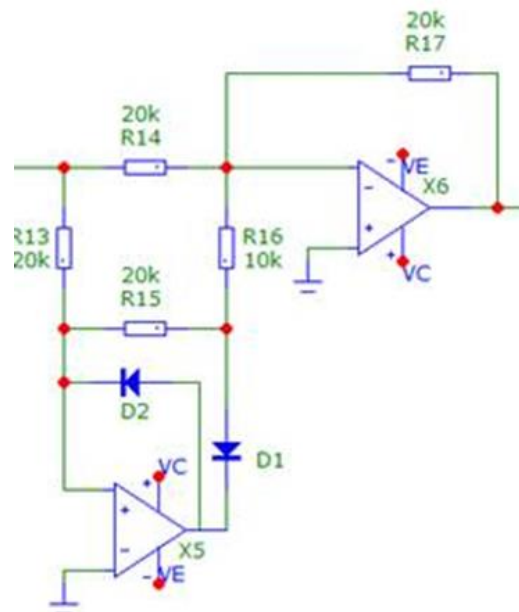
ЖС электродтар арасындағы тұрақты токтың кернеуін жою үшін және қажет емес жоғары жиіліктерді сүзу үшін қолданылады. Сүзгінің төменгі жиілігі 10 Гц, ал жоғарғы жағы 500 Гц деңгейінде орнатылады [7].



2.8 сурет – Жолақ сүзгі

- Дәлме дәл түзеткіш (ДТ)

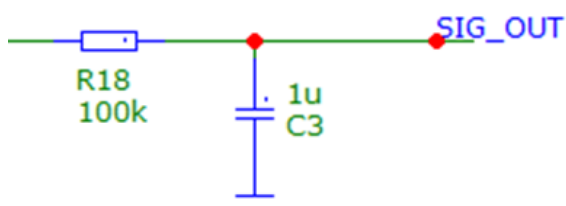
ДТ сигналдың абсолютті мәнін жолақты сүзгі шығысынан алу үшін қолданылады. Пассивті диодты түзеткіштің орнына диодтар бойымен кернеудің түсуіне жол бермеу үшін белсенді түзеткіш қолданылады [16]. Жарты толқын түзеткішінің орнына сигнал толқындарын мүмкіндігінше үнемдеу үшін толық толқын түзеткіші қолданылады.



2.9 сурет – Дәлме дәл түзеткіш

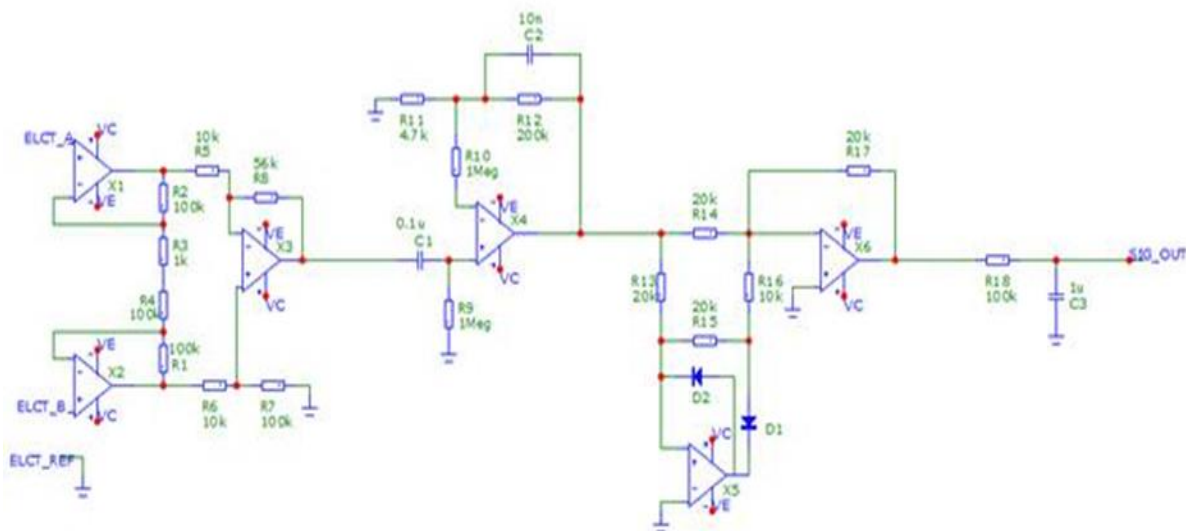
2.3 Төмен өту сүзгісі

Соңында бұлшықеттің жиырылу қарқындылығына сәйкес келетін тегіс сигнал алу үшін түзеткіштің шығуына төмен өту сүзгісі қойылады.



2. 10 сурет – Төмен өту сүзгісі

Барлық блоктарды каскадты түрде қосу арқылы біз тірек сызбасын аламыз:

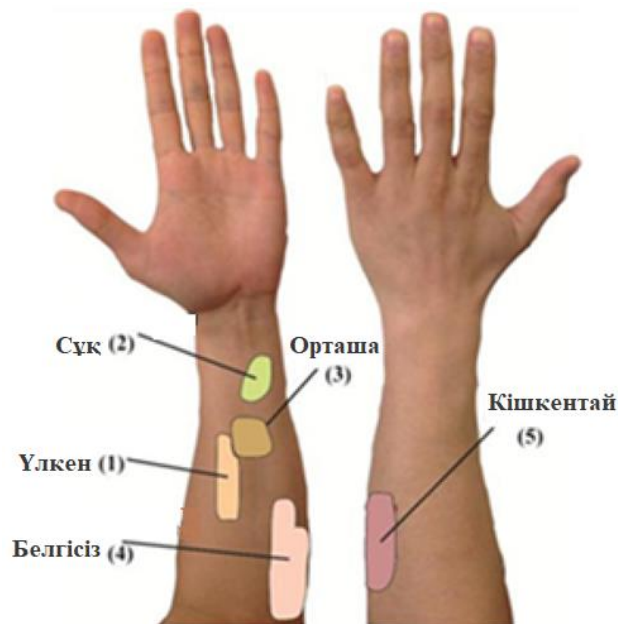


2.11 сурет – Толық схема

2.3 Білек бұлшықеттерінің биоэлектрлік белсенділігін зерттеу

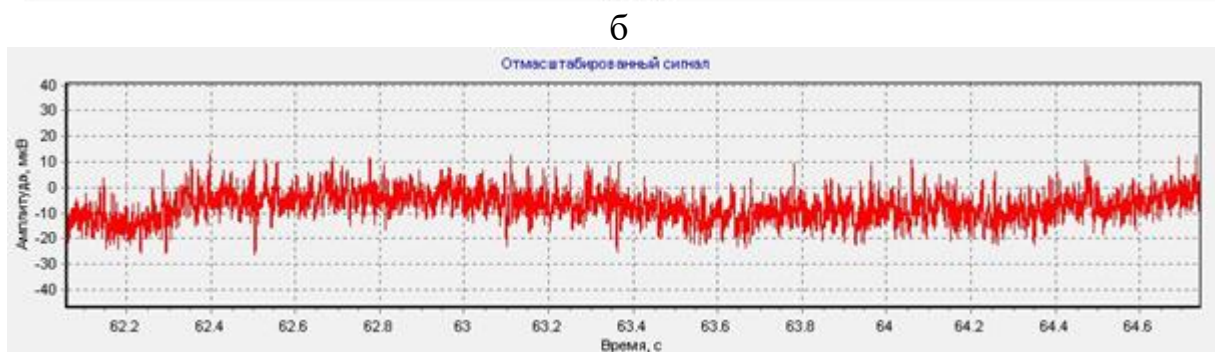
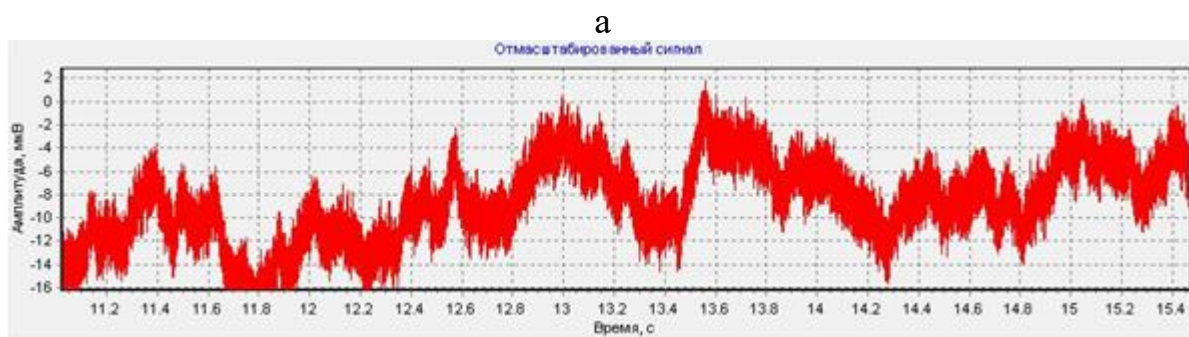
Бұл зерттеуде біз сау аяқ-қол бұлшықеттерінің, атап айтқанда білектердің биоэлектрлік белсенділігін, электрлік белсенді аймақтарды, бұлшықеттердің биоэлектрлік белсенділігінің электродтардың геометриялық жағдайына тәуелділігін анықтау мақсатында зерттейміз. Наносенсорлардағы қолданылатын электромиограф стандартты сүзгі тізбектерінсіз 0-ден 10000 Гц-ге дейінгі жиілік диапазонындағы бұлшықеттердің биоэлектрлік белсенділігін және ықтимал өзгерістердің минималды сезімталдық шегін (0,3 мкВ) өлшеуге мүмкіндік береді. Шуға қарсы иммунитеттің жоғары деңгейі наносенсорларды қолданумен түсіндіріледі, электродтардың теріс әсерін, мысалы, жұмыс кезінде поляризация, ұзақ уақыт пайдалану нәтижесінде байланыс электролиттерін кептіру сияқты факторларды жояды [20].

Зерттеудің практикалық бөлігі саусақтардың және бүкіл қолдың циклдік қайталанған оқшауланған қимылдарын орындау кезінде білектің әртүрлі позицияларындағы миографиялық сигналдарды тіркеу болды. Әр эксперимент кезінде қайталанатын жаттығулардың үш түрі орындалды: саусақтардың босаңсыған күйі, фалангтарда саусақтың әлсіз баяу флексиясы, саусақтың шиеленіспен бүгілуі. Сонымен қатар, қолдың барлық саусақтарын бір уақытта иілуден тұратын қосымша жаттығулар топтамасы жасалды. Сонымен қатар, қаңқа бұлшықеттерінің пациенттің айналасындағы қоршаған ортадағы өзгерістерге психосоматикалық реакциясы сыналды. Осы мақсаттар үшін бөлмеде алғашқы жаттығу жасаған кезде науқасқа көздерін қысқа уақытқа жабу қажет болды. Жаттығулар қолдың жұмысында маңызды рөл атқаратын негізгі үш саусаққа қолданылды: бас бармақ, сұқ саусақ және ортаңғы саусақтар. Биоэлектрлік сигналдар біліктің бетінен наносенсорлардың биполярлы конфигурациясын қолдана отырып, жалпы эталондық сыммен бұрылды. Датчиктер белсенді электрлік белдеулерде орналасқан, жоғарғы аяқтың протездері үшін биоэлектрлік потенциалдардың дисперсиясын зерттеуге сәйкес таңдалды [10].

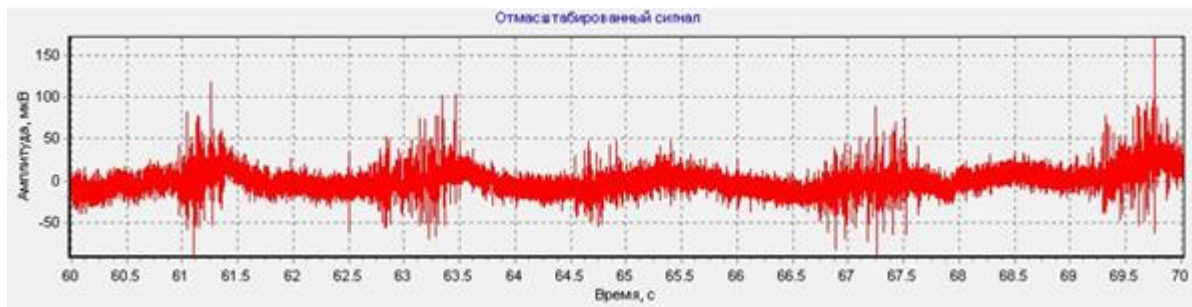


2.12 сурет – Жеке саусақтардың қозғалысымен байланысты бұлшықет белсенділігі аймақтарының орналасуы

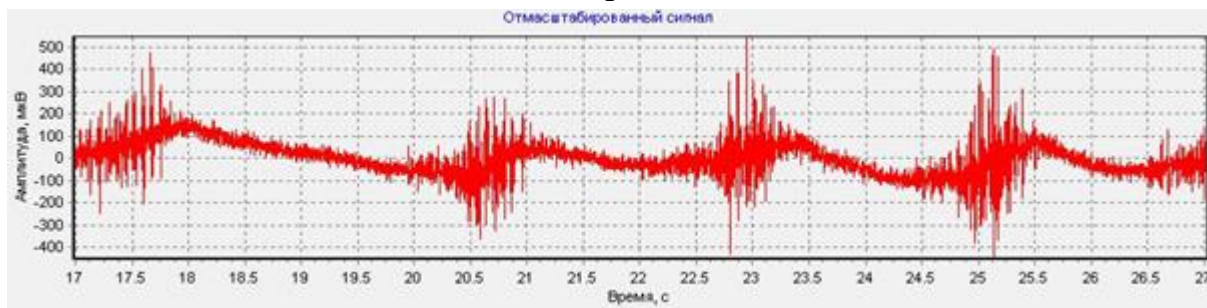
Зерттеуден алынған нәтижелер демалу кезінде және белсенді иілу мен кеңею кезінде саусақтың биоэлектрлік белсенділігі мысалында қарастырылады. 2.13-суретте демалу күйінің электромиограммасы (2.13а-сурет), психикалық бұлшықет кернеуі (2.13б-сурет), белсенді әлсіз (2.13в-сурет) және саусақтардың қатты қозғалысы көрсетілген (2.13г-сурет).



в



Г



2.13 сурет – Сұқ саусақтың электромиограммасы:

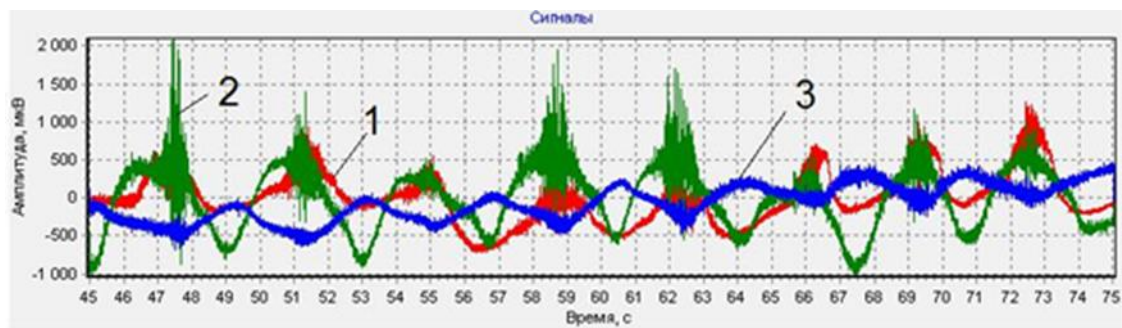
а – 0-ден 10000 Гц диапазонындағы тыныштық күйі;

б – 0-ден 10000 Гц диапазонындағы психикалық бақылау;

в – 0-ден 10000 Гц дейінгі жолақтағы белсенді әлсіз қозғалыс;

г – 0-ден 10000 Гц аралығындағы белсенді күшті қозғалыс

Индекс, ортаңғы және бас бармақ үшін қол жұмыс кезінде миографиялық сигналдар 2.14 суретте көрсетілген.



2.14 сурет – Қолмен жұмыс кезінде электромиограммалар - (1) сұқ саусақ, (2) ортаңғы саусақ, (3) бас бармақ

Алынған нәтижелер саусақтың қозғалысымен синхронды түрде өзгертін жоғары ажыратымдылықты миоэлектрлік сигналдың циклдік қайталанатын тербелістерін барлық белсенді саусақтармен биоэлектрлік протез жасау үшін қолдануға болатындығын көрсетеді [15].

2.4 Саусақты ЭМГ идентификации алгоритмі

Тану тапсырмасы (саусақты сәйкестендіру) D мәндерінің интервалының ені бойынша бұлыңғыр, өйткені мәндер интервалының өзі бірыңғай шекараларға ие емес. Бұл жағдайды ресімдеу үшін анық емес логика аппаратын қолдану ұсынылады. Осы мақсатта, суретте көрсетілген графиктерді статистикалық өңдеу нәтижелеріне сүйене отырып. Біз белгілі бір дәрежеде бір немесе басқа саусақтан сигналдарды тануға болатын интервалдарды анықтаймыз. Әр электродты тану үшін анық емес-логикалық модель құрамыз, содан кейін деректерді жинақтаймыз [1, 13]. Мұны істеу үшін әр электродтағы әр саусаққа мүшелік функцияларын орнату керек. Бұл функциялар D шамаларының интервалдарының шекараларын сипаттайды.

Сипатталған алгоритмді орындау үшін келесі қадамдарды орындаймыз.

1. Белгілер туралы мәліметтер базасын құрыңыз. Әр саусаққа 40-50 эксперимент жасайық. Әр тәжірибеде электродтардан келетін әрбір ЭМГ сигналы үшін $k = 6$ қимасындағы D коэффициентін анықтаймыз.

2. Әр электрод үшін D коэффициенті үшін шкаланы (кесінді, сегмент) анықтаймыз $[D_{\min}; D_{\max}]$

3. Әр электрод үшін D коэффициентінің масштабын қалыпқа келтіреміз, осылайша мәні $[0; 1]$ ($[D_{\min}; D_{\max}]$ сегментін $[0; 1]$ интервалымен салыстыру) және осы шкала бойынша берілген нүкте арқылы біз әр саусақпен танылатын ықтималдылықты анықтаймыз [13].

Масштабты қалпына келтіріп, ең үлкен және ең кіші мәндерді табыңыз:

$$D_{\max} = 0,001869619;$$

$$D_{\min} = 0,000321501.$$

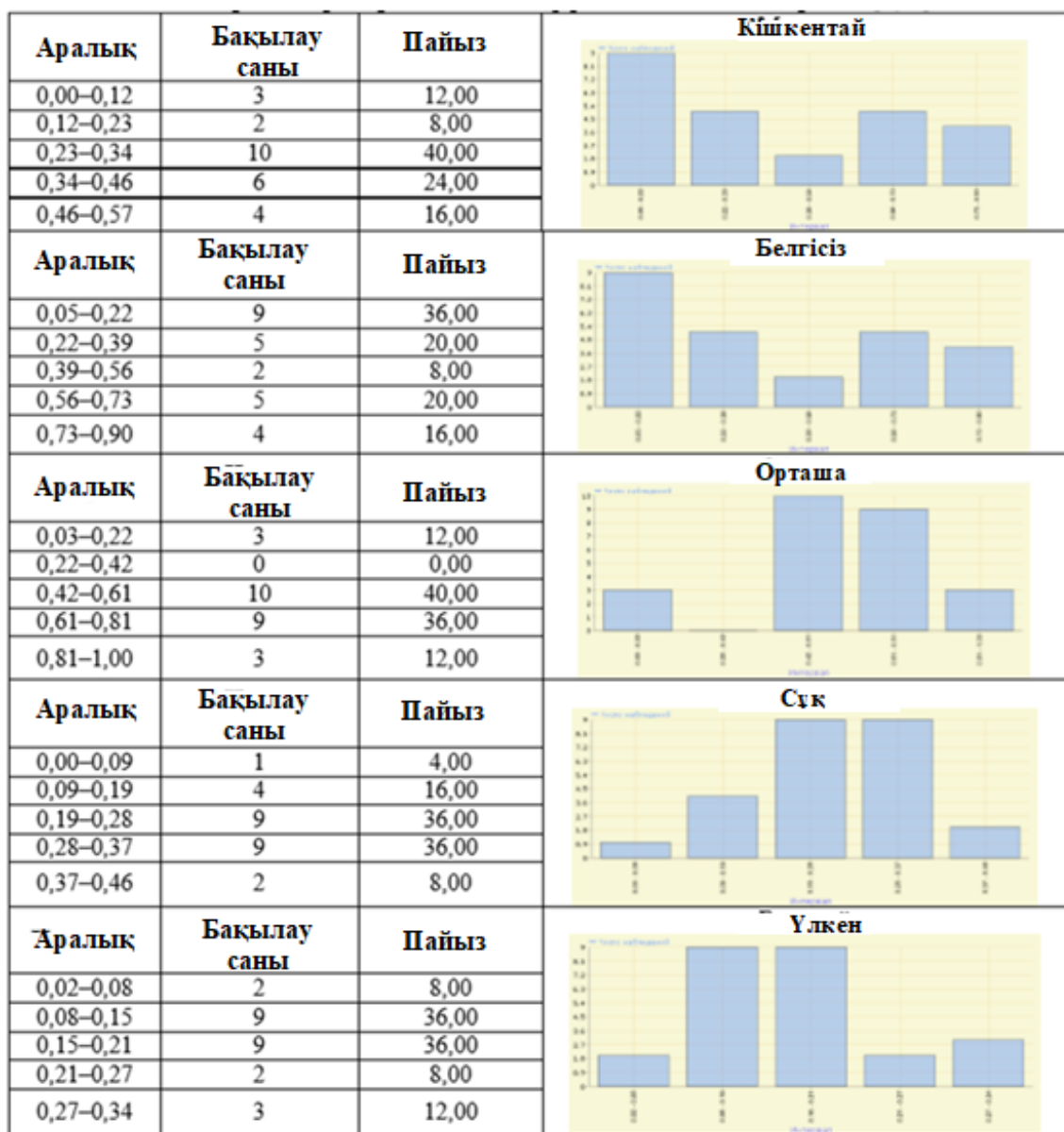
Диапазон (сегмент өлшемі) $H = D_{\max} - D_{\min} = 0,001548119$. Біз қалыпқа келтіруді формула бойынша орындаймыз:

$$D' \rightarrow \frac{D - D_{\min}}{H} \quad (2.1)$$

Нормаланғаннан кейін әр саусаққа D' коэффициентінің мәні шкаланың интервалында болады $[0; 1]$:

- кішкентай саусақ $[0,001; 0,573]$;
- белгісіз $[0,047; 0,903]$;
- орташа $[0,027; 1000]$;
- сұқ $[0,000; 0,464]$;
- үлкен $[0,021; 0,338]$.

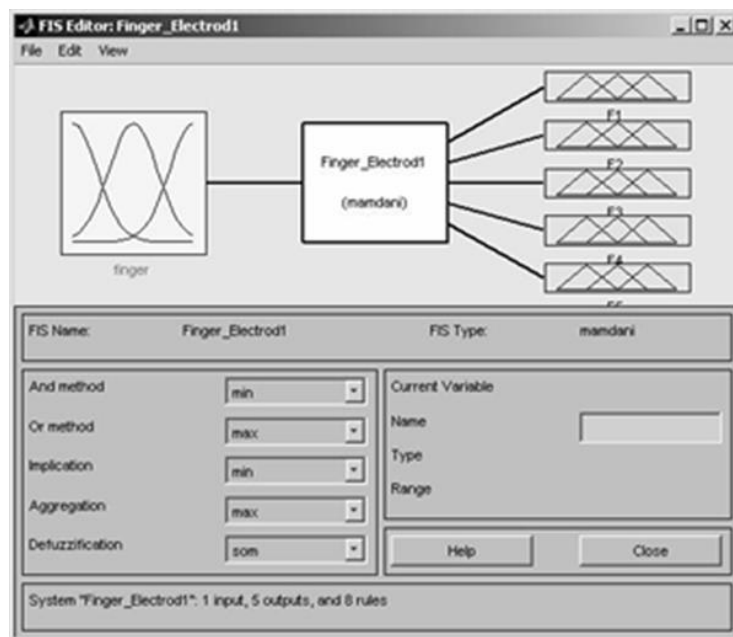
Біз аралықты бұзамыз $[0; 1]$ 5 бөлікке бөліп, нормаланған D' коэффициентіне жату ықтималдығының таралуының гистограммасын құрастырыңыз $[0; 1]$.



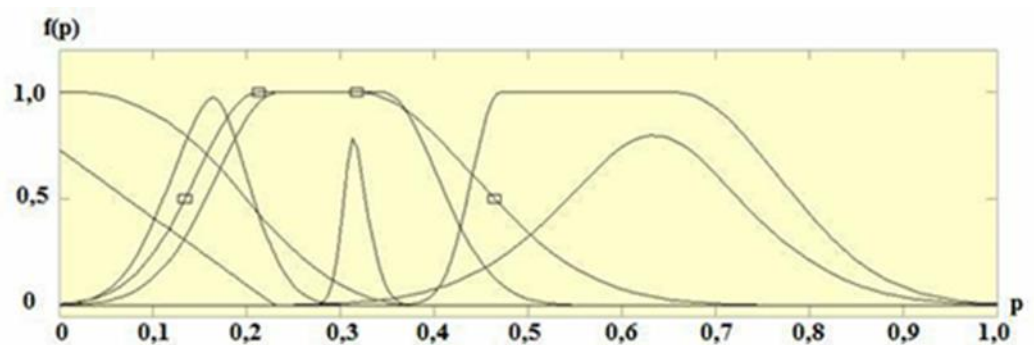
2.15 сурет – D' коэффициентінің интервалға [0; 1] таралуының гистограммалары

Алынған бөлу әр саусаққа мүшелік функциясының түрін анықтауға мүмкіндік береді. Біз оларды анық емес логикалық контроллерді құру кезінде қолданамыз.

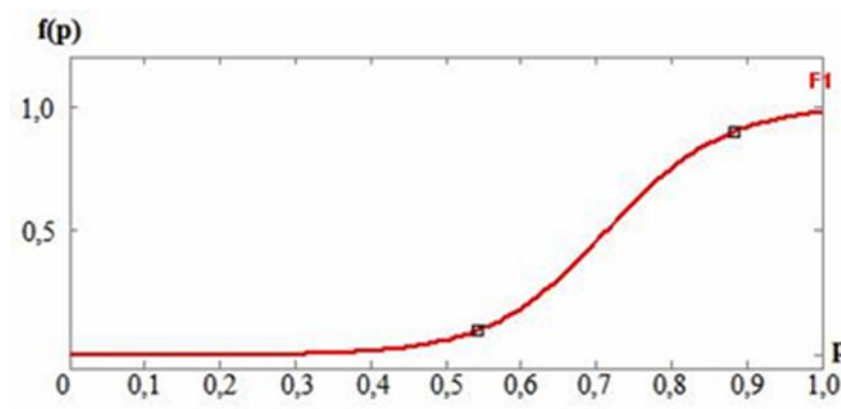
FuzzyLogic ToolBox көмегімен MATLAB-да ережелер жүйесін жасаймыз [11]. Mamdani сияқты күңгірт контроллер құрайық (2.16-сурет). Оның енгізілуіне (2.16-сурет) біз D (Finger айнымалы) есептелген мәнін береміз, шығысында берілген саусақтың сәйкестендірілуіне қатысты ықтималдық мәнін алатын бес айнымалы (F1, F2, F3, F4 және F5 айнымалы мәндері). Шығу айнымалыларының сипаттамалары бірдей және 2.17 суретте көрсетілген.



2.16 сурет – Анық емес контроллер салу. MATLAB ортасы, FuzzyLogic ToolBox



2.17 сурет – «Finger» анық емес логикалық модельдің сипаттамалары



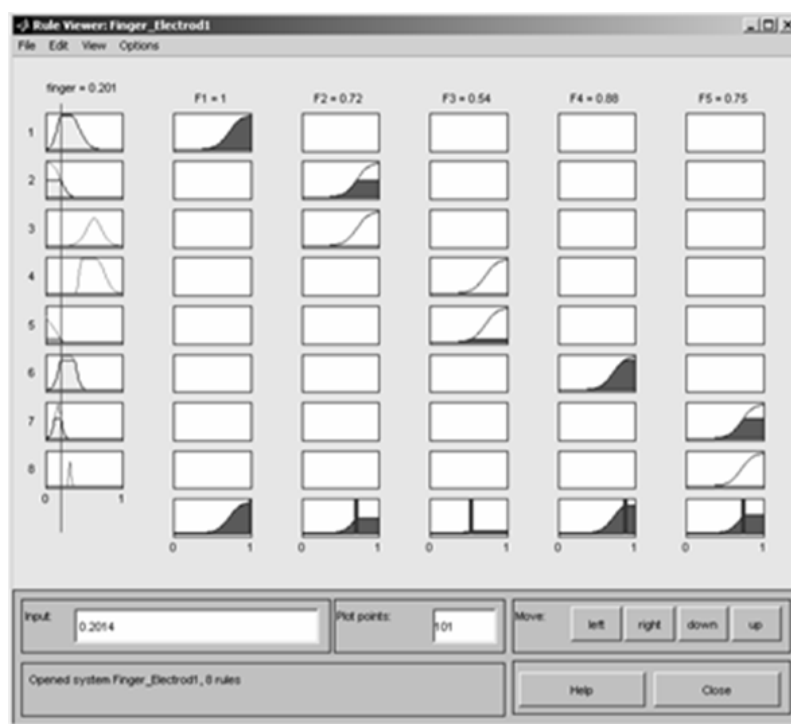
2.18 сурет – F1, F2, F3, F4 және F5 анық емес логикалық модельдің шығыс айнымалыларының сипаттамасы

Шамамен тегіс дифференциалданатын мүшелік функциялары ұсынылған гистограмма деректерін анық емес логикада қолданылатын ережелер. Тиісінше, таралуы өте біркелкі емес күрделі гистограммалар үшін мүшелік функциялардың көбірек санын пайдалану қажет.

Біздің жағдайда күрделі гистограммалар сақина, ортаңғы және бас бармаққа тән. Бұл гистограммаларды бір мүшелік функциямен сипаттау қиын, сондықтан әрқайсысында екі функцияны қолданамыз.

Осылайша, әр саусақ үшін бізде мүшелік функциялары бар:

- үлкен F1: F1a, F1b;
- сұқ F2: F2a;
- орташа F3: F3a, F3b;
- белгісіз F4: F4a, F4b;
- кішкентай саусақ F5: F5a.

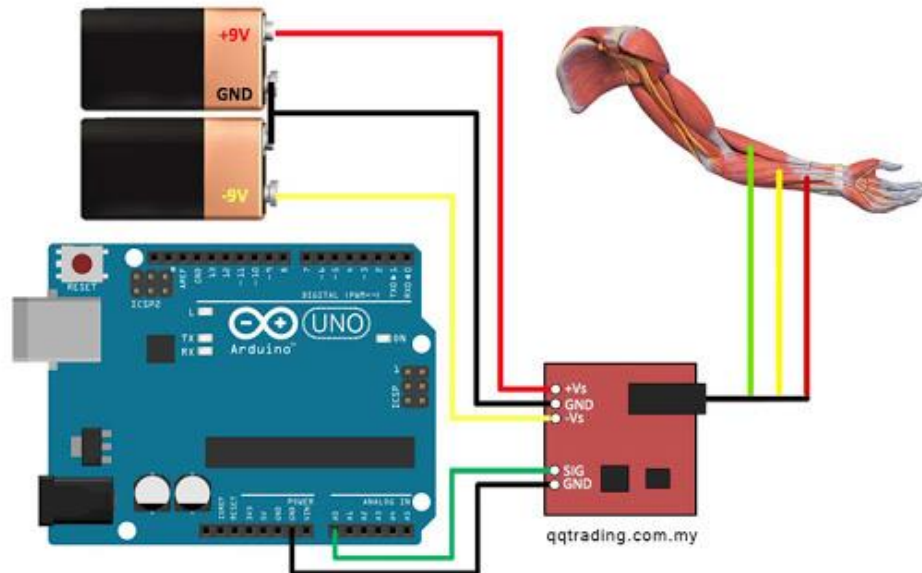


2.19 сурет – Анық емес логикалық контроллердің ережелерін визуализациялау. MATLAB FuzzyLogic ToolBox бағдарламасының интерфейсі

Саусақтардың мәні $finger = 0,201$ анықталған, суретте көрсетілгендей. 19 жоғарғы шекара бойымен өтеді ($F1 = 1.00$). Сақиналы саусақ үшін үлкен ықтималдық бар екендігі де байқалады ($F4 = 0.88$). Басқа жағдайларда ықтималдылық аз болады. Осыдан өлшеу базасын кеңейту және басқа электродтардан алынған деректерді міндетті түрде пайдалану ұсынылады деп тұжырым жасауға болады [19].

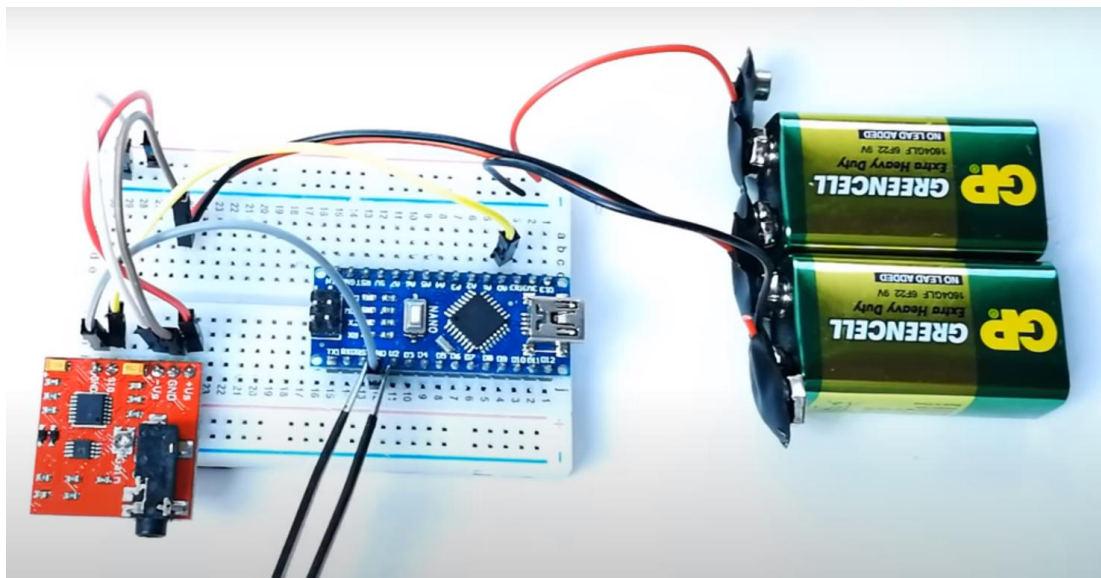
3 Іске асыру

Жұмыс барысында протезді электромиографияны қолдана отырып басқару жүйесі жасалынды. Басқару жүйесі 3.1 суретте көрсетілген.



3.1 сурет – Электромиография арқылы протезді басқару жүйесі

Бұлшықет сенсоры бұлшықеттің электрлік белсенділігін өлшейді және микроконтроллер оңай оқылатын аналогтық шығу сигналын шығарады.



3.2 сурет – Arduino мен ЭМГ датчигінің қосылу тәсілі

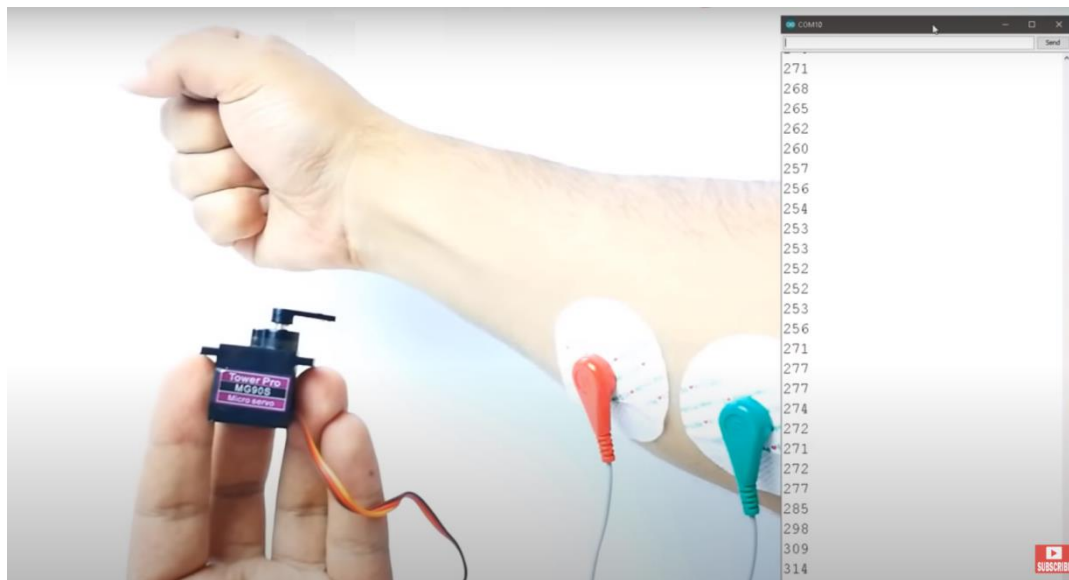
Электродты қосу:

1) Әсер еткіңіз келетін бұлшықет тобын анықтағаннан кейін теріні тазартым.

2) Бір электродты бұлшықеттің ортасына салып, бұл электродты R (ҚЫЗЫЛ) ілмегіне жалғадым.

3) Екінші электродты бұлшықеттің бір ұшына қойып, бұл электродты F (GREEN) ілмегіне қостым.

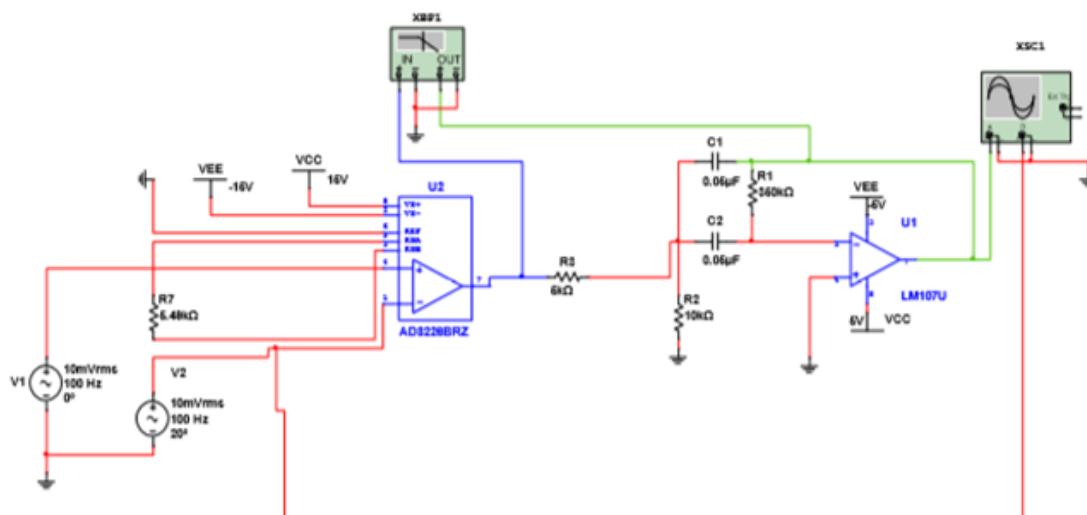
4) үшінші электродты денеңіздің сүйекке немесе бұлшықет емес бөлігіне мақсатты бұлшықеттің қасына қойып, осы электродты L (САРЫ) ілмегіне қостым.



3.3 сурет – Электродтардың қосылуы және прототип жұмысы істеу принципі

Электрондық блокқа сезімтал электронды датчиктер кіреді. Олар адамның қолын қозғауға тырысқан кезде бағананың терісінде пайда болатын биопотенциалдарды жазады. Микропроцессор сенсорлардан алынған сигналды өңдейді және күшейтеді, электрлік микромотор немесе менің жағдайда сервопривод күшейтілген сигнал келген кезде қозғалысқа енеді. Протездің автономды электрмен жабдықтау блогы протездің барлық басқа бөліктері мен электроникаларын энергиямен қамтамасыз ету үшін қажет. Протезді қайта зарядтамай ұзақ уақыт жұмыс істейтін жоғары сыйымдылығы бар литий-полимерлі батареяларды қолданған жөн.

Құрылғыны тәжірибелік тексеру мақсатында Multisim 12 бағдарламалық ортасында ЭМГ сигналын өңдеуге арналған құрылғыны модельдеу жүргізілді [17]. ЭМГ сигналын өңдеуге арналған арнаның компьютерлік моделі 3.4 суретте келтірілген. Гармоникалық сигнал көздерімен құрылған сигнал ЭМГ сигналы ретінде пайдаланылды.



3.4 сурет – ЭМГ сигналдарын өңдейтін құрылғының компьютерлік моделі

3.5-суретте құрылғының модельдеу нәтижелері минималды ($U_k = 10 \text{ мкВ}$) және максималды кіріс сигналы ($U_k = 10 \text{ мВ}$) көрсетілген. Құрылғының жалпы күшейту коэффициенті 200 екенін осциллограммнан көруге болады.



а

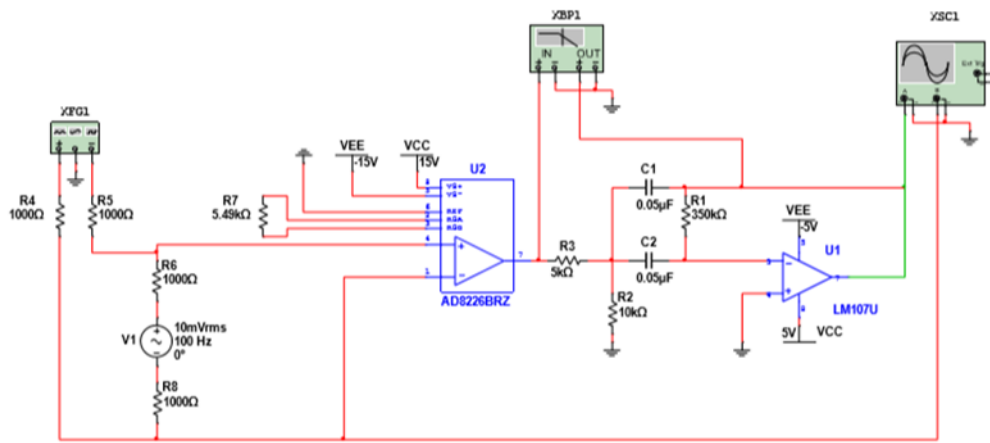


б

3.5 сурет – Кіріс және шығыс сигналының осциллограммалары:

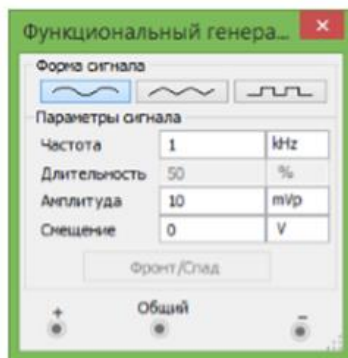
а – $U_k = 10 \text{ мкВ}$, б – $U_k = 10 \text{ мВ}$

Кедергі сигналы функционалды генератордың көмегімен жасалды. Кедергі 1 Гц-тен 1 кГц дейінгі жиілік диапазонында модельденді. Кедергі сигналының амплитудасы ЭМГ сигналының максималды амплитудасына сәйкес келді. Шудың жалпы режимін ескеретін құрылғының компьютерлік моделі 3.6 суретте көрсетілген.

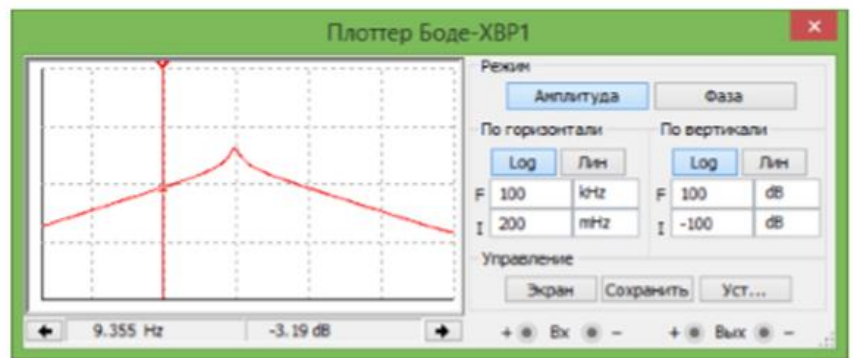


3.6 сурет – Кедергі көзі бар ЭМГ сигналын өңдейтін құрылғының компьютерлік моделі

Өткізу сүзгісінің өткізу жолағы есептелгенге сәйкес келеді. Функционалды генератордың және Бode плоттерінің алдыңғы панельдері 3.7 суретте көрсетілген. Өткізу сүзгісінің өткізу жолағы есептелгенге сәйкес келеді.



а



б

3.7 сурет – Модельдеу схемасы және алдыңғы бақылау тақталары:
а – функционалды генератор; б – плоттер Бode

3.8 суретте кедергілер кезінде құрылғының жұмысын модельдеу нәтижелері көрсетілген. Толқын пішіндерін талдау өлшенген сигнал деңгейімен салыстырылатын кедергі деңгейіне қарамастан, шығыс сигналының қателігі аспайтындығын көрсетеді.

$$\delta = \frac{\Delta U_{\text{кедергі}}}{U_{\text{шығыс}}} * 100\% = \frac{2\text{мВ}}{2\text{В}} * 100\% = 0,1\% \quad (3.2)$$



3.8 сурет – Жалпы режим кедергілеріне ұшыраған кезде құрылғыны модельдеу нәтижелері

Модельдеу нәтижелері құрылғының жұмыс қабілеттілігін және оның сипаттамаларының жүйеге сәйкестігін растайды, мысалы:

- Кіріс дифференциалды кернеуінің амплитудасының өзгеру диапазоны 0,01 ден 10 мВ дейін;
- кіріс сигналының жиілік диапазоны 10 Гц-ден 250 Гц дейін;
- шығу кернеуінің диапазоны $50 \text{ мВ} \pm 2,2 \text{ В}$ құрайды.

Өзірленген құрылғы 10 Гц-тен төмен және 250 Гц-тен жоғары жиіліктерде де кәдімгі режимдегі шуды басуды қамтамасыз етеді, ал амплитудадағы кәдімгі режимдегі шу деңгейін өлшенген ЭМГ сигналының амплитудасымен салыстыруға болады.

ҚОРЫТЫНДЫ

Қолдың биоэлектрлік протезін басқару принципін әзірлеу бойынша жұмыстың мақсатына сәйкес келесі тапсырмалар орындалды: қолданыстағы протездерге талдау, оларды басқару және протезді бақылау әдісі жасалды, протездің құрылымдық диаграммасы, сондай-ақ қол протездерін басқару блогының құрылымдық және принципіалды схемасы жасалды.

Жүргізілген жұмыстарға сүйене отырып, электромиография көмегімен биоэлектрлік протездерді басқару әдісі дене үшін қауіпсіз екендігін, биосигналдарды бұлшықеттерден шығару үшін электродтарды қолдану әдісі барлық белсенді саусақтармен протез жасауға мүмкіндік береді. Демек, әр бұлшықеттен шыққан сигналды түрлендірудің блок-схемасының жеке блогы арқылы өтеді.

Протездерді басқару жүйесінің негізгі компоненттерін таңдау және есептеу жасалды, протездерді басқару жүйесі блоктарының сызба диаграммасы жасалды, бионикалық протездерді басқару алгоритмі жасалды, негізгі компоненттердің тізбектік моделі жасалды. Сондай-ақ, бұлшық еттерге берілетін сигналдарды танып, олардың саусақтарын анықтай алатын және саусақ дискілеріне сәйкес логикалық басқару сигналдарын шығара алатын, протездік білекке арналған биометриялық басқару жүйесінің құрылымы ұсынылған. FuzzyLogic ToolBox көмегімен MATLAB-та моделін салдым.

Отандық бионикалық протездік қолды жасау мүмкіндігін қарастыруға әрекет жасалды. Протезге техникалық талаптар белгіленді және құрылымдық-функционалдық бақылау схемасы жасалды. Құрылғыны тәжірибелік тексеру мақсатында Multisim 12 бағдарламалық ортасында салдым.

Дамыған протездерді басқару жүйесі мүгедектерге күнделікті күтімді жеңілдетеді және жүйке талшықтарын электрлік ынталандыру арқылы сезімталдықты қайтару мүмкіндігі болады. Болашақта электронейромиографиямен арқылы басқарылатын биоэлектрлік протездің прототипін жасау жоспарлануда.

ПАЙДАЛАНҒАН ӘДБИЕТТЕР ТІЗІМІ

1. Ярушкина Н. Г. Основы теории нечётких и гибридных систем / Н. Г. Ярушкина. – Москва : Финансы и статистика, 2004. – 320 с.
2. Протезирование верхних конечностей // Официальный сайт компании OttoBock [Электронный ресурс] URL: <http://www.ottobock.ru/prosthetics/upper-limb-prosthetics/> , режим доступа – свободный.
3. Дубровский В.И. Федорова В.Н. Биомеханика. Учебник для высших и средних заведений. М.: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. -672 с.
4. Формальский А.М. Перемещение антропоморфных механизмов. – М.: Наука, 1982, 366 с.плвпво
5. Bionic arm. – Available at: <http://www.allonrobots.com/bionic-arm.html>
6. Белецкий В.В. Двухногая ходьба. Модельные задачи динамики и управления. – М.: Наука, 1982.
7. Гасанов М.Ш., Филимонов М.С., Рязанова Ю.Д. Разработка принципиальной схемы портативного электромиографа // Молодежный научный форум: электр. сб. ст. по мат. XIII междунар. студ. науч.-практ. конф. № 12(13). URL: [https://nauchforum.ru/archive/MNF_interdisciplinarity/12\(13\).pdf](https://nauchforum.ru/archive/MNF_interdisciplinarity/12(13).pdf)
8. J. Perry. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. Thorofare, NJ: SlackIncorporated, 1992.
9. Bionic hand wins top tech prize. – Available at: <http://news.bbc.co.uk/2/hi/science/nature/7443866.stm>
10. Воротников С.А., Струнин В.С., Выборнов Н.А Биометрическая система управления протезом руки // Прикаспийский журнал: Управление и высокие технологии. - 2013. - №3. - С. 147-162.
11. Fuzzy Logic Toolbox. – Available at: <http://www.mathworks.com/products/fuzzylogic/index.html?BB=1>
12. Технология изготовления протезов верхних конечностей: Метод.пособие/ В.Г.Петров / Под. Ред. Г.Н. Бурова. –СПб. :Гиппократ, 2008 - 128 с.
13. Höppner Frank. Fuzzy cluster analysis: methods for classification, data analysis and image recognition / Frank Höppner, F. Klawonn, R. Kruse, T. Runkler. – New York : John Wiley, 1999.
14. Чернышев А.А., Мустецов Н.П. Алгоритм управления многофункциональным протезом руки // Информационные технологии в медицине. - 2014. - №122. - С. 167-172.
15. Дьяконов, Владимир Matlab. Анализ, идентификация и моделирование систем. Специальный справочник / Владимир Дьяконов, Владимир Круглов. - М.: СПб: Питер, 2002. - 448 с.
16. Корневский Н.А. Узлы и элементы биотехнических систем: учебник / Н.А. Корневский, Е.П. Попечителей. – Старый Оскол: ТНТ, 2014. – 448 с.

17. Хернитер М.Е. Multisim 7: Современная система компьютерного моделирования и анализа схем электронных устройств. – М.:ДМК Пресс, 2006. – 253с.
18. Merletti R., de Luca C.J. New Techniques in Surface Electromyography. In: Desmedt J.E., editor. Computer Aided Electromyography and Expert Systems. Volume 2. Elsevier; Amsterdam, the Netherlands; New York, NY, USA; Oxford, UK: 1989. pp. 115–124. Chapter 9 (Section 3)
19. K. A. Farry. Myoelectric teleoperation of a complex robotic hand /IEEE Transactions on Robotics and Automation, Vol. 12, No. 5, pp. 775-788, 1996.
20. Славущкий Я.Л. Физиологические аспекты биоэлектрического управления протезами. – М.: Медицина, 1982. – 146с.

```

// Grove - EMG Sensor
// Grove - Led Bar to show the motion
// Grove - EMG Sensor connect to A0
// Grove - LED Bar connect to D8, D9
// note: it'll take about serval seconds to detect static analog value
// when you should hold your muscle static. You will see led bar from level 10
turn to
// level 0, it means static analog value get ok
#include <LED_Bar.h>
LED_Bar bar(9, 8);
int max_analog_dta    = 300;           // max analog data
int min_analog_dta    = 100;           // min analog data
int static_analog_dta = 0;             // static analog data
// get analog value
int getAnalog(int pin)
{
    long sum = 0;
    for(int i=0; i<32; i++)
    {
        sum += analogRead(pin);
    }
    int dta = sum>>5;
    max_analog_dta = dta>max_analog_dta ? dta : max_analog_dta;    // if
max data
    min_analog_dta = min_analog_dta>dta ? dta : min_analog_dta;    // if min
data
    return sum>>5;
}
void setup()
{
    Serial.begin(115200);
    long sum = 0;
    for(int i=0; i<=10; i++)
    {
        for(int j=0; j<100; j++)
        {
            sum += getAnalog(A0);
            delay(1);
        }
        bar.setLevel(10-i);
    }
    sum /= 1100;

```

```

        static_analog_dta = sum;
        Serial.print("static_analog_dta = ");
        Serial.println(static_analog_dta);
    }
    int level    = 5;
    int level_buf = 5;
    void loop()
    {
        int val = getAnalog(A0);           // get Analog value
        int level2;
        if(val>static_analog_dta)          // larger than static_analog_dta
        {
            level2 = 5 + map(val, static_analog_dta, max_analog_dta, 0, 5);
        }
        else
        {
            level2 = 5 - map(val, min_analog_dta, static_analog_dta, 0, 5);
        }
        // to smooth the change of led bar
        if(level2 > level)
        {
            level++;
        }
        else if(level2 < level)
        {
            level--;
        }
        if(level != level_buf)
        {
            level_buf = level;
            bar.setLevel(level);
        }
        delay(10);
    }

```