

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ

Сәтбаев Университеті

Ә.Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік инженерия институты

«Роботтық техника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

Кузеева Айдана Серғалиқызы

**Электрокардиосигналдарды зерттеу кезінде туындайтын кедергілердің
ерекшеліктерін зерттеу**

Дипломдық жұмысына
ТҮСІНІКТЕМЕЛІК ЖАЗБА

5B071600 – Аспап жасау мамандығы

Алматы 2019

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ

Сәтбаев Университеті

Ә.Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік инженерия институты

«Роботтық техника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

5B071600 – Аспап жасау

БЕКІТЕМІН

РТжАТҚ кафедра меңгерушісі
техника ғылымдарының
кандидаты

_____ Қ.А. Ожикенов
« ____ » _____ 2019 ж.

**Дипломдық жоба орындауға
ТАПСЫРМА**

Білім алушы Кузеева Айдана Серғалиқызы

Тақырыбы: Электрокардиосигналдарды зерттеу кезінде туындайтын кедергілердің ерекшеліктерін зерттеу

Университет Ректорының 2018 жылғы «06» қараша №1252 -б бұйырығымен бекітілген

Аяқталған жұмысты тапсыру мерзімі 2019 жылғы « ____ » _____

Дипломдық жұмыстың бастапқы берілістері: жобаның құрылымдық сұлбасы, принципіалды сұлбалары құрастырылып, сипатталды.

Дипломдық жұмыста қарастырылатын мәселелер тізімі

- а) жүрек-қантамыр жүйесі туралы ақпарат;
 - б) электрокардиосигналдың қалыптасуы;
 - в) кедергілердің ерекшеліктерін зерттеу;
 - г) электрокардиосигналға кедергілердің әсерін зерттеу;
 - д) электрокардиосигналдарда кедергілерді басу әдістері мен алгоритмдері;
- Графикалық материалдар тізімі (міндетті сызбалар дәл көрсетілуі тиіс) 14 слайд

Ұсынылған негізгі әдебиеттер 25 әдебиеттер тізімі

Дипломдық жұмысты (жобаны) дайындау
КЕСТЕСІ

Бөлімдер атауы, қарастырылатын сұрақтардың тізімі	Ғылыми жетекшіге және кеңесшілерге көрсету мерзімі	Ескертулер
Негізгі бөлім	05.02 – 10.03.2019 ж.	
Құрастыру бөлімі	14.03 – 04.04.2019ж.	
Бағдарламалау бөлімі	05.04 – 07.05.2019 ж.	

Аяқталған дипломдық жұмыс (жобаға) және оған қатысты
бөлімдерінің кеңесшілері мен қалып бақылаушының
ҚОЛТАҢБАЛАРЫ

Бөлімдердің атауы	Ғылыми жетекші, кеңесшілер (аты-жөні, тегі, ғылыми дәрежесі, атағы)	Қолтанба қойылған мерзімі	Қолы
Қалып бақылаушы	Е. А. Тулешов, техникалық ғылым кандидаты, ассистент - профессор	15.05.2019ж	

Ғылыми жетекшісі _____ К.К.Макешева
(қолы)

Тапсырманы орындауға алған білім алушы _____ А.С.Кузеева
(қолы)

Күні «_____» _____ 2019 ж.

АҢДАТПА

Бұл дипломдық жұмыс электрокардиосигналдарды тіркеу кезінде туындайтын кедергілердің ерекшеліктерін зерттеуге арналған.

Бірінші тарауда зерттелетін тақырып туралы теориялық мәліметтер келтірілді. Жүрек-қантамыр жүйесі туралы ақпарат ұсынылды.

Екінші тарауда ЭКС-дың қалыптасуы қарастырылады.

Үшінші тарау электрокардиосигналдарды тіркеу кезінде туындайтын кедергілерді зерттеуге, ал төртінші тарау электрокардиосигналдарда кедергілерді басу әдістері мен алгоритмдеріне арналған.

Сонымен қатар MatLAB бағдарламалық жүйесі арқылы электрокардиосигнал, бұрмалаушы кедергілер моделі жасалып, кедергілерді жою әдістері анықталды.

Дипломдық жұмыстың мақсаты—электрокардиосигналдың негізгі сипаттамалары мен параметрлерін зерттеу, осы сигналда кедергілердің пайда болу себептері мен түрлерімен танысу, оларды жою әдістерін одан әрі дамыту үшін кедергілерді басудың жоғары тиімділігін қамтамасыз ететін сүзудің әртүрлі алгоритмдерін зерттеу болып табылады.

Зерттеу нысаны— адам жүрегінің жұмысын сипаттайтын, сүзгіден өткен электрокардиосигнал болып табылады.

Зерттеу барысында әдебиеттерді талдау, электрокардиографиялық сигналға кедергілердің әсерін зерттеу жүргізілді.

АННОТАЦИЯ

Данная дипломная работа предназначена для изучения особенностей помех, возникающих при регистрации электрокардиосигналов.

В первой главе приведены теоретические сведения о исследуемой теме. Была представлена информации о сердечнососудистой системе.

Во второй главе рассматриваются формирования ЭКС.

Третья глава посвящена аналитическому обзору помех возникающих при регистрации электрокардиосигналов, а в четвертой главе приведён обзор методов и алгоритмов подавления помех в электрокардиосигналах.

А так же, в программе Matlab был смоделирован ЭКС, искажающие помехи и определены методы устранения помех с помощью фильтров.

Целью дипломной работы является изучение основных характеристик и параметров электрокардиосигнала, ознакомление с причинами и видами возникновения помех в этом сигнале, изучение различных алгоритмов фильтрации, обеспечивающих высокую эффективность подавления помех, для дальнейшего развития методов их устранения.

Объектом исследования является фильтрующий электрокардиосигнал, характеризующий работу сердца человека.

В ходе исследования был проведен анализ литературы, исследование влияния помех на электрокардиографический сигнал.

ANNOTATION

This thesis is designed to study the features of noise arising from the registration of electrocardiosignals.

The first chapter provides theoretical information about the topic. Information on the cardiovascular system was provided.

The second chapter deals with the formation of the EX.

The third chapter is devoted to an analytical review of the noise arising from the registration of electrocardiosignals, and the fourth Chapter provides an overview of methods and algorithms for noise suppression in electrocardiosignals.

And also, Matlab was simulated EX, distorting the interference and determines methods of eliminating interference filters.

The aim of the thesis is to study the basic characteristics and parameters of the electrocardiosignals, familiarization with the causes and types of interference in this signal, the study of various filtering algorithms that provide high efficiency of noise suppression, for the further development of methods for their elimination.

The object of the study is a filtering electrocardiosignal characterizing the work of the human heart.

In the course of the study, the literature was analyzed, the influence of noise on the electrocardiographic signal was studied.

МАЗМҰНЫ

КІРІСПЕ	9
1 Жүректің электрлік қызметін зерттеу және тіркеу	11
1.1 Электрокардиографияның негізгі ұғымдары	11
1.2 Жүрек-қан тамыр жүйесі	12
2 Электрокардиосигналдардың құрылымы, сипаттамасы және параметрлері	16
2.1 Электрокардиосигналдың пайда болу схемасы	18
2.2 Электрокардиограмма	18
2.3 Электрокардиограмманы талдау тәртібі	19
2.4 Қалыпты ЭКС элементінің параметрі	21
3 Электрокардиосигналдарды тіркеу кезінде туындайтын кедергілерді талдау және жүйелеу	23
3.1 MatLAB жүйесінде алынған ЭКГ	23
3.2 Электрокардиосигналдарды тіркеу кезінде туындайтын кедергілер	24
3.3 Қате автоматты диагностиканың ықтимал нәтижелері	28
4 Электрокардиосигналдарда кедергілерді басудың әдістері мен алгоритмдеріне шолу	30
4.1 Желілік кедергілердің ЭКС-ға әсерін азайту тәсілдері	30
4.2 ЭКС-ды тіркеу кезінде туындайтын кедергілерді жою әдістері	31
ҚОРЫТЫНДЫ	32
ПАЙДАЛАНЫЛҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ	33

КІРІСПЕ

Дүниежүзілік денсаулық сақтау ұйымының деректері бойынша жүрек-қан тамырлары аурулары (ЖҚА) өлім-жітім себептері бойынша әлемде бірінші орында тұр. Әлем бойынша жыл сайын инфаркт пен инсульт нәтижесінде 17,1 млн адам көз жұмады. Соңғы жылдары миокард инфарктімен сырқаттанушылық көрсеткіштері өсті – өлім-жітім сырқаттанғандардың жалпы санының 30-50% -ына жетеді. Қазақстанда жүрек-қан тамырлары ауруларынан зардап шегетін екі миллионға жуық адам тіркелген. Бұл экономикалық белсенді халықтың 12%-ы. Ауруды дер кезінде анықтау және дұрыс диагностика жүргізу үшін жүрек-қан тамыр жүйесін зерттеу әдістері дайындалуда. Сондай-ақ биомедициналық сигналдардың портативті қабылдағыштары әзірленіп, жетілдірілуде және де биомедициналық сигналдарды зерттеу кезінде кедергілермен қарқынды күрес жүргізілуде. Медициналық аспап жасаудың басты мақсаты кардиосигналды тіркеу кезінде бөгеуілдер мен шуды толық жою болып табылады.

Электрокардиография жүрек-қан тамыр жүйесін диагностикалаудың ең қолжетімді және кең таралған әдісі болып табылады. Бұл әдіс арнайы медициналық электродтардың көмегімен адам денесінің тері бетінен потенциалдарды өлшеуге негізделген. Медициналық практикада электрокардиография жоғары ақпараттылық және адам ағзасына ең аз әсермен үйлесе отырып, алынған нәтижелерді жақсы қабылдағыштығы есебінен кеңінен қолдануға ие болды, бірақ әлі күнге дейін электрокардиологиялық зерттеулерді автоматтандыру саласында шешілмеген мәселелер бар, атап айтқанда кардиосигналды алу және өңдеу кезінде электрокардиологиялық құралдардың кедергіге төзімділігін арттыру.

Әр түрлі сигналдар жүрек биопотенциалдарының әлсіз сигналдарына сәйкес келеді. Әдетте, зерттелетін ЭКС – дан басқа кез келген сигнал кедергі болып табылады (ағылшын тіліндегі әдебиетте мұндай сигнал artifact – артефакт деп аталады, латын тілінен artefactum-жасанды жасалған).

Артефакттар ЭКС-ды қатты бұрмалау есебінен ол тістің морфологиялық өзгеруіне әкелуі мүмкін. Кейбір жағдайларда мұндай өзгерістердің диагностикалық маңызы жоқ, бірақ кейде оларды миокардтың зақымдану белгілері деп қате шешім қабылдап, дәл емес немесе қате автоматты қорытындыларды қоюға әкеп соғады.

Осының нәтижесінде, кардиодиагностикадағы негізгі үрдіс ЭКС-да бөгеуілдерді басудың әртүрлі әдістері мен алгоритмдерін әзірлеу болып табылады.

Осылайша, ЭКС-ды алу және өңдеу кезінде кедергілерді тиімді басу, кедергіге төзімділікті арттыру диагностикалық қорытындылардың дұрыстығын арттыруға мүмкіндік береді және жүрек-қан тамырлары ауруларын диагностикалау мен емдеу сапасын арттыруға ықпал етеді.

Дипломдық жұмыстың мақсаты–электрокардиосигналдың негізгі сипаттамалары мен параметрлерін зерттеу, осы сигналда кедергілердің пайда

болу себептері мен түрлерімен танысу, бөгеуілдерді басудың жоғары тиімділігін қамтамасыз ететін сүзудің әртүрлі алгоритмдерін зерделеу болып табылады.

Белгіленген мақсаттарға жету үшін келесі міндеттер: бұрмалаушы кедергілерді және де артефактілерді жою әдістері анықталды. Сонымен қатар MatLAB бағдарламалық жүйесі арқылы электрокардиосигнал, бұрмалаушы кедергілер моделі жасалып, кедергілерді жою әдістері анықталды.

1 Жүректің электрлік қызметін зерттеу және тіркеу

1.1 Электрокардиографияның негізгі ұғымдары

Медициналық практикада, диагностикалық және де пациенттердің функционалдық жағдайын бақылау мақсатында биомедициналық сигналдарды тіркейтін және қалыпты жағдайда физиологиялық немесе патологиялық ауытқулар кезінде олардың параметрлерін анықтайтын аспаптарды кеңінен қолданады. Көбінесе биомедициналық сигналдарды тіркеу үшін электрографиялық әдістерді қолданады, олар табиғи немесе сыртқы факторлардың әсерінен пайда болатын биопотенциалдарды өлшеуді және бақылауды қамтамасыз етеді.

Биопотенциалдарды тіркеу дененің немесе адамның ағзасына орнатылатын электродтардың көмегімен жүргізіледі. Осы электродтар абсолюттік потенциалды емес, оның биоэлектрлік белсенділігі мен метаболикалық (алмасу) процестердің сипатын көрсететін, беттің екі нүктесінің арасындағы потенциалдардың айырымын өлшейді. Биопотенциалдар түрлі органдардың жай-күйі мен жұмыс істеуі туралы ақпарат алу үшін пайдаланылады. Электрографиялық әдістерге электрокардиография, реографияны, электроэнцефалография, электрография, электрогастрография және т. б. жатады.

Электрокардиография (ЭКГ) – жүректің электр қызметін зерттеу және тіркеудің ең қарапайым және өте ақпараттық әдісі.

Электрокардиографияның нәтижесі – жүректің жұмысы нәтижесінде пайда болатын және дененің бетіне жобаланатын электр потенциалдар айырмашылығының графикалық көрінісі – электрокардиограмма (ЭКГ) алу болып табылады. ЭКГ-да жүрек жұмысының белгілі бір сәтінде пайда болатын әрекет потенциалдарының барлық векторларының орташалануы бейнеленеді.

ЭКГ жүрек патологиясының әртүрлі түрлерін диагностикалауға мүмкіндік береді. ЭКГ көмегімен:

- жүрек ырғағының жүргізушісін анықтау (синусты, түйінді және т. б.);
- жүректің жиырылу жиілігін анықтау (ЖЖЖ);
- жүрекшелер ішіндегі өткізгіштіктің бұзылуын анықтау;
- жүрек ырғағының бұзылуын анықтау;
- жүректің ишемиялық ауруын (ЖИА), миокардтың жіті немесе созылмалы зақымдануын диагностикалау.

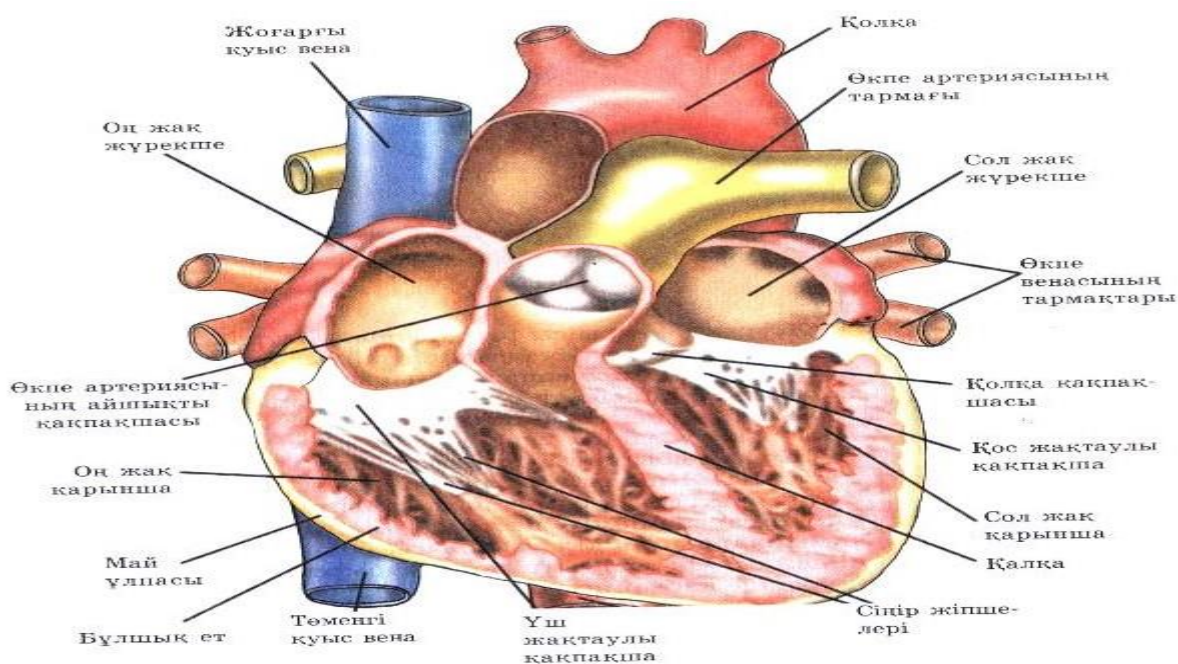
Жүректің биоэлектрлік белсенділігін зерттеудің бұл әдісі бүгінгі таңда қарыншалар мен жүрекшелер гипертрофиясын, жүректің ишемиялық ауруларын, миокард инфарктісін және басқа да жүрек ауруларын диагностикалауда таптырмас болып табылады. Оның негізгі артықшылықтары:

- ақпараттылығы және сенімділігі;
- жүргізілген зерттеулердің жеделдігі;
- қарсы көрсетілімдердің болмауы және қауіпсіздігі.

Жүректің жиырылу белсенділігінің көрінісі болып табылатын сигнал – электрокардиосигнал (ЭКС) деп аталады. ЭКС-дың қалыптасуын түсіну үшін, біз жүректің қарапайым құрылысын зерттеуіміз қажет.

1.2 Жүрек-қан тамыр жүйесі

Жүрек – бұл конус тәрізді іші қуыс бұлшықетті орган. Жүрек төрт камерадан: екі жүрекшеден және екі қарыншадан тұрады. Жүрекшелер мен қарыншалар арнаулы тесік арқылы қосылады да, бұл жерде жармалы какпақшалар (клапандар) тек қарынша бағытында ашылып, қанды жүрекшеден қарыншаға өткізеді. Жүрекке қан көктамыр діңгектерінен келіп түседі және ол оны өзіне жанабатын артерияларға айдайды. Жүректің негізгі қызметі организмдегі қанды қан тамырларына қуалау. Ол бұл жұмысты бұлшықеттерінің жиырылуы мен босаңсуы арқылы атқарады. Жүрек еттерінің жиырылуын систола, босаңсуын диастола деп атайды. Жүрек еттерінің бір рет жиырылып босаңсуын және тыныштық кезеңімен өтуін жүрек айналымы немесе жүрек циклі дейді. Жүрек циклі жүрекшелердің жиырылуынан басталады.



1.1 Сурет — Жүректің ішкі құрылысы

Жүректегі электр құбылыстарының пайда болу негізінде электр импульсінің әсерімен миокард жасушаларының ішінде және сыртында калий (K^+), натрий (Na^+), кальций (Ca^{2+}), хлор (Cl) иондарының концентрациясының өзгеруі жатыр. Тыныштық жағдайында мембрананың сыртқы беті оң зарядталған, ал ішкі беті, зарядталған иондардың біркелкі бөлінбеуіне

байланысты теріс зарядталған болады. Жасушаішілік және жасушадан тыс орта арасындағы потенциалдардың бұл айырмасы тыныштық күйі деп аталады (ТК).

Жасушадан тыс ортада Na^+ иондарының концентрациясы жасушаның ішіне қарағанда 20 есе жоғары, Cl иондары - 13 есе, Ca^{2+} иондары-25 есе жоғары. Керісінше, жасушаның ішінде иондардың K^+ концентрациясы жасушадан тыс сұйықтыққа қарағанда 30 есе көп. Иондар концентрациясының мұндай жоғары градиенттері мембрананың екі жағында иондық сорғылардың жұмыс істеуінің арқасында теңеседі, олардың көмегімен Na^+ , Ca^{2+} және Cl иондары жасушадан шығарылады, ал K^+ иондары жасушаның ішіне кіреді.

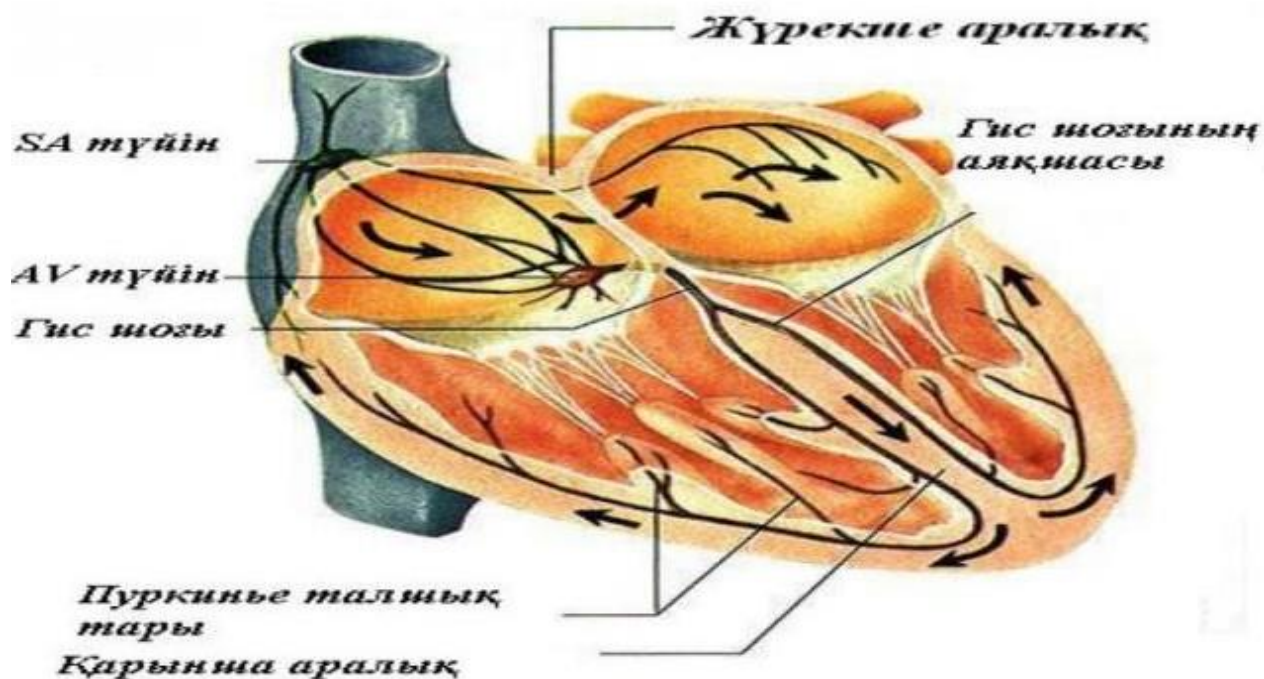
Егер жасуша мембранасына ТК шамасын шекті күй деңгейіне дейін өзгерту үшін жеткілікті күште электрлік стимул берсек, бұл кезде тез деполяризация болады, яғни жасушаның ішіндегі зарядтың оң зарядқа дейін кенеттен өзгеруі (шамамен +20 немесе +30 мВ дейін). Деполяризация немесе нөлдік фаза, әрекет ету күйі (ӨК) натрий иондарының жасушаға тез кіруіне байланысты.

Деполяризациялаудан кейін (0 фазасы) реполяризациялаудың баяу процесі бастапқы ТК қалпына келуі басталады. Деполяризация немесе нөлдік фаза, әрекет ету потенциалы (ӨП) натрий иондарының жасушаға тез кіруіне байланысты. Деполяризациядан кейін (0 фазасы) реполяризацияның анағұрлым баяу процесі – бастапқы ТК қалпына келуі басталады. Жұмыс миокардының жасушаларында және ГИС-Пуркинье жүйесінде реполяризацияның бірінші фазасы (1-фаза) өте тез жүреді және K^+ шығуымен байланысты. 1 фазасында Cl – ішкі ток қатысады деп есептеледі. (2-фаза) фазасында K^+ сыртқа ток фонында Ca^{2+} (және аз дәрежеде Na^+) баяу арналар деп аталатын кіріс болады. Нәтижесінде деполяризациялық және оқшауламайтын токтардың жылдамдығы теңеседі және ӨП платасы пайда болады. Соңында үстіртті баяу плато арналары жабыла бастайды, ал K^+ үшін өткізгіштігі керісінше, күрт өседі, реполяризация жылдамдайды (3-фаза) және ТК қалпына келу басталады. Осыдан кейін диастола басталады (4-фаза).

Бұл үдерістердің барлығы миокардтың жеке бұлшық ет талшығының қозуына жатады. Деполяризация кезінде пайда болған импульс миокардтың көрші учаскелерінің қозуын тудырады, ол біртіндеп бүкіл миокардты қамтиды және тізбектік реакция түрі бойынша дамиды (1.2-сурет). Миокардтың электрлік қозуы оң жақ жүрекшенің ерекше аймағында, яғни ырғақтың жүргізушісі болып табылатын (өйткені пейсмейкер жасушалары бар) синус түйінінде басталады. Дені сау адамда синус торабы минутына 60-90 жиілікпен электр импульстерін шығарады, содан кейін өткізгіш жолдар бойынша жүрекшеге таралады (Бахманның жүрекше шоғыры бойынша сол жақ жүрекше және осы шоғырдың төменгі тармағы бойынша импульстің аз кідіруі болатын атриовенткулярлық торапқа таралады).

Одан әрі козу Гис шоғырының діңіне, содан кейін оның тармақталуына – оң және сол аяқтарға ауысады. Сол аяғы өз кезегінде алдыңғы және артқы бұтақтарға бөлінеді. Қарынша миокардаы бойынша импульстер Пуркинье талшықтарымен таралады.

Қарыншаларды қозумен қамти отырып, синус түйінінен жолын бастаған импульс өшеді, себебі миокард жасушалары ұзақ қозу күйінде болуы мүмкін емес. Одан кейін қозғанға дейін өзінің бастапқы жағдайын қалпына келтіру процестері басталады. Бұл процестер электрокардиограммада да тіркеледі.



1.2 Сурет — Жүректің өткізгіш жүйесі

Қалыпты жүрек қызметін қамтамасыз етуге бағытталған жүрек бөлімдерінің (жүрекшелер мен қарыншалардың) үйлестірілген жұмысын қамтамасыз ететін, атипті бұлшықет талшықтарынан (өткізуші бұлшықет талшықтарынан) тұратын жүректің анатомиялық құрамдас бөлігі (түйіндер, буындар мен талшықтар) жүректің өткізуші жүйесін құрайды (ЖӨЖ). ЖӨЖ екі өзара байланысқан бөліктен тұрады: синоатриальды (синус-жүрекше) және атриовентрикулярлы (жүрекше-қарыншалық).

Синоатриальды бөлікке синоатриальды түйін (Кис-Фляк торабы), синоатриальды түйіннің атриовентрикулярлы және жүрекшеаралық шоғырмен байланыстырушы синоатриальды түйіннің сол жақ жүрекшемен байланыстырушы түйінаралық тез жүргізуші үш шоғыр жатады.

Атриовентрикулярлы бөлігі атриовентрикулярлы түйіннен (Ашофф-Тавар торабы), Гис шоғырынан (үш тармақты қамтиды: сол алдыңғы, сол артқы және оң) және Пуркиньенің өткізгіш талшықтарынан тұрады.

Синус түйіні немесе Кисс-Флектің синоатриальды түйіні (САТ) оң жүрекше қабырғасында субэндокардиальді, жоғарғы қуыс венаның тесігі мен оң жақ жүрекше құлағы арасында орналасып; миокардтың жүрекшелеріне бұтақтарды береді.

САТ-ің параметрлік мәліметтері: ұзындығы ≈ 15 мм, ені ≈ 5 мм , қалыңдығы ≈ 2 мм. САТ симпатикалық және оң парасимпатикалық жүрек жүйкелеріне бай, тиісінше, ырғақтық қысқартулар жиілігінің теріс және оң өзгерістерін (хронотропиялық әсер) туындатады.

2 Электрокардиосигналдардың құрылымы, сипаттамасы және параметрлері

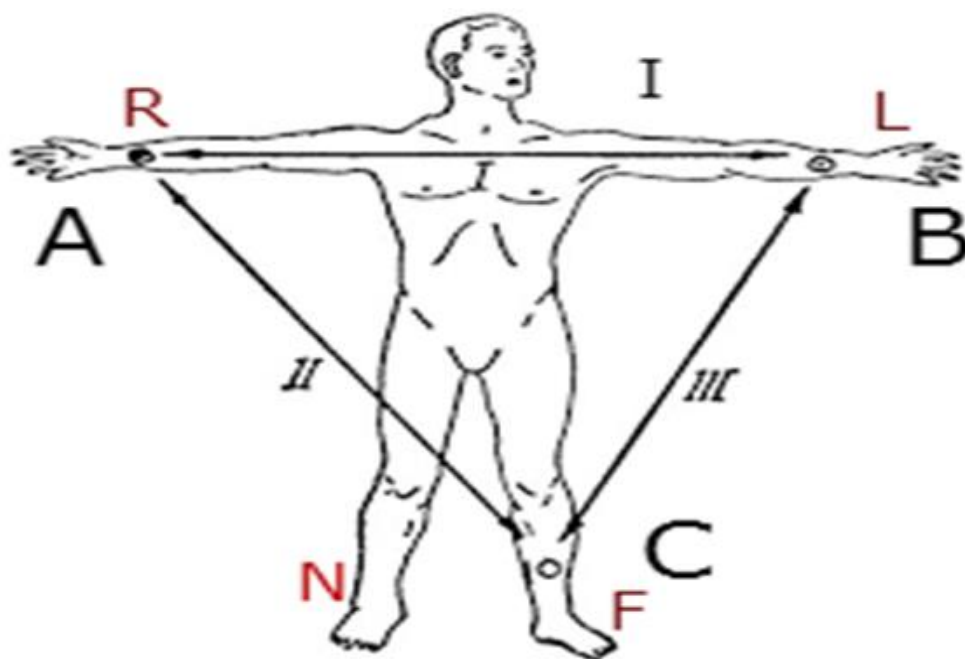
2.1 Электрокардиосигналдың пайда болу схемасы

Электрокардиосигнал (ЭКС) – бұл жүректің жиырылу белсенділігінің көрінісі болып табылатын сигнал. ЭКС-ды тіркеу белсенді (оң) және индифферентті (теріс) электродтардың көмегімен пациенттің денесінің бетіндегі екі нүкте арасында жүргізіледі. Мұндай жұп нүкте **бөлік** деп аталады. ЭКС контактілі электродтардың көмегімен тіркелетін арнайы құрылғы – кардиографқа беріледі, онда оны күшейту, сүзу, визуализациялау және өңдеу жүргізіледі. ЭКС амплитудасы 0.5 – 5 мВ диапазонында, ал жиілігі 0.05 – 20 Гц шегінде орналасқан. Электрокардиосигналдың түрі сигнал тіркелетін **бөлікке**, пациенттің физиологиялық жағдайына және оның жеке ерекшеліктеріне байланысты болады. ЭКГ жазу кезінде 12 бұрылысқа дейін қолданылады: 6 кеуде, 3 стандартты және 3 күшейтілген.

Жүректің биоэлектрлік потенциалдарын тіркеу, визуализациялау және өлшеу үшін ең кең тараған құрал электрокардиограф болып табылады. Ол кіріс құрылғысынан, биопотенциалдарды күшейткіш және тіркеуші құрылғыдан тұрады.

Электрокардиограф миокард қозу кезінде, электродтар орнатылған жүректің электр өрісіндегі екі нүкте арасындағы потенциалдар айырымының өзгеруін тіркейді.

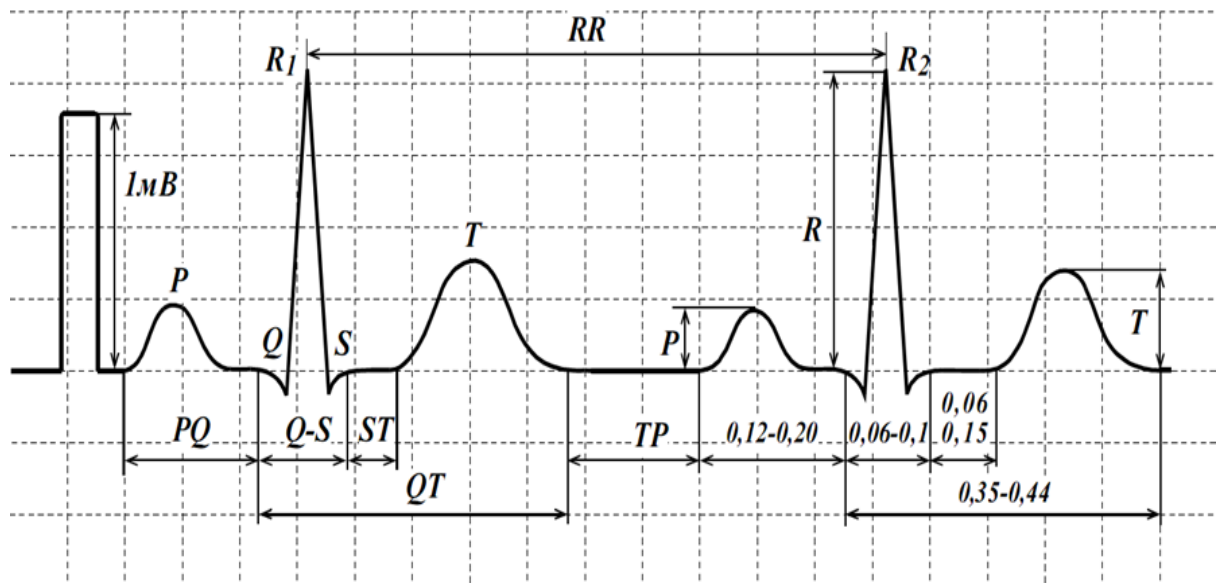
Бұл потенциалдардың пайда болуы жүректің механикалық жиырылуымен және жүректің бұлшықет жасушаларының биологиялық мембраналарында өтетін жұқа электрохимиялық процестермен байланысты. Жүректің периодтық қысқаруы адам денесінің бетіндегі потенциалдарының периодтық өзгеруін тудырады. Адамның электр өрісінің векторының басы жүректе болады, ал осы вектордың соңы жүрек жұмысының бір циклі үшін күрделі кеңістіктік қисықты уақытпен сипаттайды, басқаша айтқанда, электр векторы жүрек жұмысының циклінде өз бағытымен модулін өзгертеді. Адамның жүрек қызметін зерттеу үшін тиімді қолданысты, вектордың ұшымен сипатталатын қисық профилінің фронтальды проекциясы, яғни осы жазықтықтағы жүректің электр векторының проекциясының модулін және бағытын өзгерту (2.1-сурет), ол электрокардиограмма болып табылады (2.2-сурет).



2.1 Сурет — Электрокардиосигналдың пайда болу схемасы

U_1, U_2, U_3 және үшбұрыштың кез келген екі шыңының арасындағы потенциалдардың айырмасы - Эйнтховен үшбұрышы деп аталатын үшбұрыштың тиісті жағына E электр векторының проекцияларына пропорционалды. Осылайша, Эйнтховен A, B, C үшбұрыш шыңдарына оң (R), сол (L) қол және сол аяқтың бетінің (F) эквипотенциалды нүктелері сәйкес келеді. Электродтардың белгіленуі ағылшын сөздеріне сәйкес келеді: R— right (оң), L— left (сол), F— foot (аяқ). Бұл электродтар стандартты деп аталады. Әрине, ЭКС тіркеу кезінде келесі бөлімдерде қаралатын көптеген кедергілер мен шулар пайда болады. Биопотенциалдарды тіркеу кезінде кедергілермен күресу үшін көмекші немесе бейтарап деп аталатын N төртінші электрод қолданылады. N электрод оң аяққа қосылады. Бұл электрод әдетте электрокардиограф корпусымен жалғанып жерге қосылады (заземление).

2.2 Электрокардиограмма



2.2 Сурет — ЭКГ сигналының базалық түрі

ЭКС нәтижесі электрокардиограф экранында немесе термо қағазда алынған электрокардиограмма бойынша бағаланады. Электрокардиограмма жүректің электрлік белсенділігімен жасалатын потенциалдардың уақыт бойынша өзгеретін жазбасын білдіреді.

ЭКГ-ғы тістер латын әріптерінің көмегімен белгіленеді: P, Q, R, S, T, U, және де олардың әрқайсысы жүректің түрлі бөлімдерінің жағдайын көрсетеді:

- P-жүрекшелердің деполяризациясы;
- QRS тісті кешені-қарыншалардың деполяризациясы;
- T-қарыншалардың реполяризациясы;
- U аз байқалатын, қарыншалардың өткізгіш жүйесінің дистальды учаскелерінің реполяризациясын көрсетуі мүмкін тіс.

Жоғары бағытталған тістер- оң, ал төмен бағытталған тістер-теріс болып саналады. Сонымен қатар, Q және S айқын тістері әрқашан теріс бола отырып, R оң тісінен кейін жүреді.

2.3 Электрокардиограмманы талдау тәртібі

ЭКГ-ны талдау норма мен қателіктерді айқындай отырып, ерекше белгіленген тәртіппен жүзеге асырылады:

1. Бірінші кезекте жүрек ырғағын бағалайды және жүректің жиырылу жиілігін өлшейді (ЖЖЖ) (қалыпты ЭКГ – синустық ритм, ЖЖЖ-минутына 60-тан 80-ге дейін);

2. Жиырылу фазасының (систоляның) ұзақтығын сипаттайтын аралықтарды арнайы формула бойынша (QT, нормасы 390-450 мс) есептейді. Егер бұл интервал ұзарса, онда дәрігер атеросклероз, миокардит, ревматизм диагнозын қояды. QT аралығының қысқаруы гиперкальциемия туралы айтады. Интервалдар арқылы көрсетілген импульстердің өткізгіштігі компьютерлік бағдарламаның көмегімен есептеледі, бұл нәтижелердің дұрыстығын едәуір арттырады;

3. Жүректің электрлік осінің жағдайы (ЖЭО) тістердің биіктігі бойынша (R нормасында әрқашан S жоғары) есептеле бастайды және егер S R-ден артық болса, ал ось оңға ауытқса, онда оң жақ қарынша қызметінің бұзылуын білдіреді, егер керісінше-солға қарай ауытқиса, және бұл ретте II және III бөліністерде S биіктігі R-ден артық болса ол сол жақ қарыншаның гипертрофиясын көрсетеді;

4. QRS кешенін зерттеу. Қарыншаның бұлшық етіне электрлік импульстерді жүргізу кезінде қалыптасатын және олардың қызметін анықтайтын QRS кешені (нормасы –Q патологиялық тістің болмауы, кешеннің ені 120 мс артық емес). Егер бұл интервал ығысса, онда ГИС шоғырының (толық және ішінара) аяқтарын блоктау немесе өткізгіштіктің бұзылуын көрсетеді. ГИС шоғырының оң жақ аяқшасының толық блокадасы оң жақ гипертрофияға көрсетуі мүмкін;

5. ST сегменті мен тістің талдауы толық деполяризациядан кейін, жүрек бұлшық етінің бастапқы жағдайын қалпына келтіру кезеңін көрсетеді (қалыпты жағдайда оқшауда болады). T тісі екі қарыншаның реполяризация процесін сипаттайды, ол жоғары бағытталған, асимметриялы және ол QRS кешенінен ұзын.

Патологияда бұл параметрлер айтарлықтай өзгеруі мүмкін, бұл жүректің көптеген ауруларын диагностикалауда электрокардиографияны қолдануға негіз береді. Электрокардиография көмегімен жүрек ырғағының әртүрлі ауытқулары, коронарлық жетіспеушілігі, әртүрлі қабыну және дистрофиялық зақымданулар және миокард инфарктісі диагностикаланады.

ЭКС параметрлерінің жоғары өзгергіштігі патологиялар болмаған кезде де байқалуы мүмкін және ағзаның ұлпаларымен электр импульстерін қалыптастыру мен жүргізудің биологиялық ерекшеліктерімен, электродтардың орналасуымен және биообъектінің жеке қасиеттерімен байланысты. Биоэлектрлік сигналдарды алу кезінде электрокардиографтағы күшейткіш жүйе пайдалы сигналдардың ғана емес, сонымен қатар әр түрлі кедергілердің де күрт күшеюіне ықпал етеді және бұл осындай құрылғыларды жобалау

және пайдалану кезіндегі негізгі проблема болып табылады (10 дБ кем сигнал/кедергілердің арақатынасы). Сонымен қатар, пайдалы сигналдың тұрақты емес, күрделі құрылымды және жеке өзгергіштігін ескеру қажет. Кедергілердің болуы ЭКС-ның бұрмалануына және тиісінше диагностикалық белгілердің бұрмалануына әкеледі.

2.4 Қалыпты ЭКС элементінің параметрі

Пайдалы сигнал мен кедергілер арасындағы қатынасты бағалау үшін 2.1-кестеде нормаға сәйкес келетін ЭКС амплитудалық-уақыттық параметрлерінің мәндері келтірілген, ал 2.2-кестеде – кедергілердің негізгі статистикалық параметрлері келтірілген. Тиісті тәуелділікті қарау, қолайлы жағдайларда поляризация және нысаналар кедергілерінің өтемақысы ерекше қиындықтарды білдірмейді және негізінен кедергілер спектрі ЭКГ спектрімен айтарлықтай жабыны бар электромиографияның кездейсоқ процесі түрінде ұсынылған.

2.1 Кесте – Қалыпты ЭКС элементінің параметрі

Параметрі	ЭКС элементінің параметр мәні						
	P тісі	PQ интервалы	QRS комплексі	QT интервалы	ST сегменті	T тісі	U тісі
Амплитуда, мВ	0-0,25	-	0,3-0,5	-	-	0,4-1	0-0,1
Ұзақтығы, с	0,07-0,11	0,12-0,2	0,06-0,1	0,35-0,44	0,06-0,15	0,1-0,2	

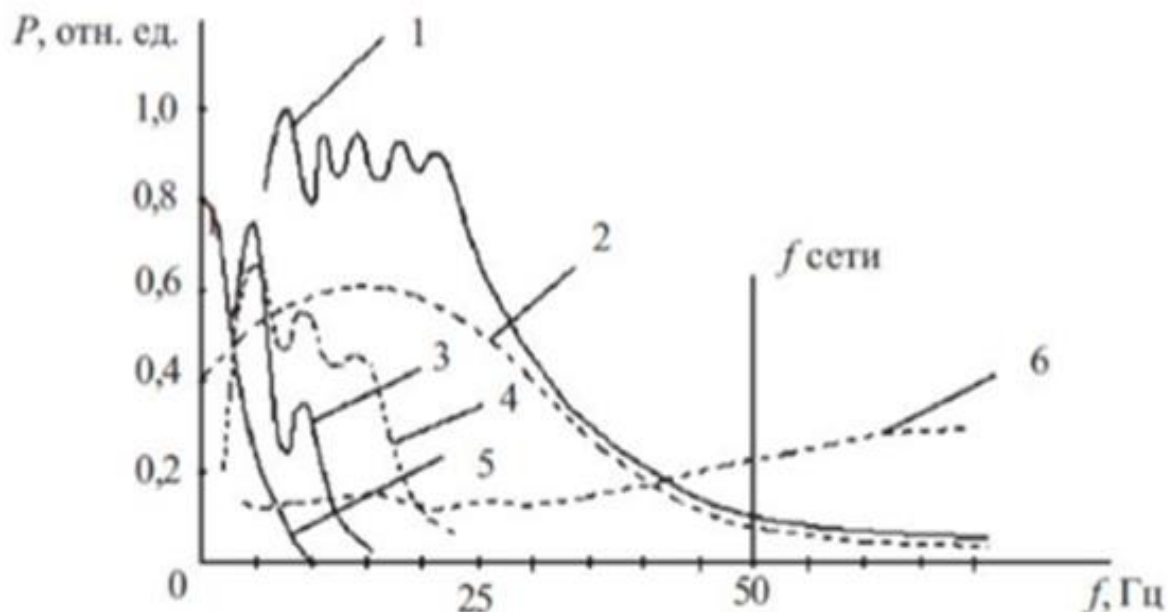
Қалыпты QRS-кешеннің негізгі қуаты 2-ден 20 Гц-ға дейін жиілікте ең жоғары 15 Гц жиілікте шоғырланған. Бұл ретте QRS-кешендерінің морфологиясына және жүрек ырғағының динамикасына байланысты ЭКС спектрінің ықтимал өзгеруін ескеру қажет (ТЖС ұлғайған кезде спектр жоғары жиіліктерге қарай жылжиды). Зерттеу көрсеткендей, QRS-кешендерінің формасының өзгеруіне әкелетін жүрек қызметінің патологиялары (мысалы, политопалық қарыншалық экстрасистолдар кезінде), сондай-ақ жүрек жиілігінің ұлғаюына байланысты физикалық жүктеме кезінде сигнал спектрлері мен кедергілердің жабылуы артады.

2.2 Кесте –ЭКС параметрімен бірге жүретін аддитивті кедергілер параметрлері

Параметрі	Кедергі параметрінің мәні			
	Электромиографияпокоя	Кернеу кезіндегі электромиография	Күштік нысан	Поляризация артефакттері
		бұлшықет	Электр желісі	Электродтардың ығысуы
Амплитуда, мВ	0,01-0,05	0,05-3	$0 \cdot 10^4$	$0 \cdot 10^3$
Жиілік диапазоны, Гц	0-300	$0 \cdot 10^4$	50-1000Гц	0-30

Пайдалы сигнал мен кедергілердің жиілік қасиеттерінің қатынасы 1.4 суретте кесте түрінде көрсетілген. Суретте сандармен белгіленген: 1 – ЭКС, 2 –

QRS кешені, 3 – Р және Т тістері, 4 – қозғалыс артефактілері, 5 – дрейф сызықтары, 6 – бұлшық ет шулары.



2.3 Сурет — ЭКС және шу қуатының салыстырмалы спектрлік тығыздығының сипаттамалары

Осылайша, ЭКС жалпы жағдайда әртүрлі полярлық импульстер түрінде циклді қайталанатын ақпараттық учаскелері бар стационарлы емес күрделі құрылымдалған сигналдарды білдіреді. ЭКС электрокардиографиядағы жергілікті ақпараттық учаскелерде шоғырланған белгілері бойынша жүректің жай-күйі бағаланады. ЭКС-ның ақпараттық учаскелерінің нысаны мен параметрлері әртүрлі, өзгермелі және алдын ала болжамға келмейді. Сонымен қатар, ЭКС-ді тіркеу арнасында емделушілердің ұзақ тіркелу және қозғалу белсенділігі жағдайында қатты көрінетін, және шығу тегі әртүрлі кедергілер бар.

Кедергілер әсерінен ЭКС-дің формасының өзгеруі диагностикалық белгілердің бұрмалануына әкеп соғады, бұл өз кезегінде диагноздың дұрыс қойылуына әсер етуі мүмкін. Сондықтан, қате диагностикалық қорытындылар қою ықтималдығын төмендету үшін пайдалы құрамдас бөліктен кедергілерді алып тастай отырып, бастапқы ЭКС-ді сапалы өңдеу қажет. Бұл кедергілерді жоюдың жаңа тәсілдері мен құралдарын әзірлеу қажеттілігіне әкеледі.

ЭКС-ді бұрмалайтын кедергілермен тиімді күресу үшін, бірінші кезекте олардың түрлері мен сипаттамаларын, пайда болу себептерін, сондай-ақ елеулі белгілері бойынша кедергілерді жүйелеуді қарастыру қажет.

3 Электрокардиосигналдарды тіркеу кезінде туындайтын кедергілерді талдау және жүйелеу

3.1 MatLAB жүйесінде алынған ЭКГ

Кедергілердің шығу тегі мен құрылымы, энергетикалық спектрі, пайдалы сигналмен өзара әрекеттесу тәсілі, ықтималдық сипаттамалары мен басқа да белгілері бойынша жіктелу классификациялары бар.

Биопотенциалдарды күшейту кезінде пайда болатын кедергілер кіріс пайдалы сигналымен өзара әрекеттесу тәсілі бойынша (бұл жағдайда ЭКС) аддитивті және мультипликативті болып бөлінеді.

Белгілі бір заңдылықпен анықталып, қарапайым түрде сигналдарға қосылатын кернеуді аддитивті бөгеуіл деп атайды, ал құрылымы белгілі бір заңдылықпен анықталмайтын және қарапайым кернеу түрінде қосылмай, сигналдың параметрін барлық спектрде өзгертетін кедергіні мультипликативті деп атайды. Егер нәтиже сигналы бөгеуіл мен берілетін сигналға тең болса, онда бөгеуіл мультипликативті деп аталады.

Сонымен қатар, аддитивті кедергілер сигналдарды тарату ортасына сыртқы әсерімен анықталады және ЭКС-дың мәні мен формасына байланысты емес, сондай-ақ оның ақпараттық құраушысын өзгертпейді. Аддитивті кедергілер пайдалы биосигналға салынады. Олар ЭКС-ды тіркеу кезінде ең үлкен қателік болып табылад. Аддитивті кедергілердің пайда болу себептері:

- көрші органдардың биоэлектрлік белсенділігі;
- электродтардың поляризациялық потенциалдарының теңсіздігі;
- тері-гальваникалық рефлексінің кернеуі;

Мультипликативті немесе деформациялайтын кедергілер сигналдың ақпараттық бөлігін өзгертуі мүмкін және де сигналдың мәнінен тәуелді болады. Мультипликативті кедергілер сигнал беру контурының бір элементінің параметрін өзгертеді, мысалы, электрод пен тері арасында төсемдердің кебуі нәтижесінде пайда болған кедергіні пайдалы сигнал беру коэффициентімен өзгертеді.

Бұл кедергілердің себептері:

- электрод пен науқастың денесінің арасындағы немесе жерге тұйықтаушы электрод пен науқастың денесінің арасындағы нашар байланыс;
- электрографиялық аппаратура мен жабдықтың жерге тұйықталуының болмауы;

ЭКС-ды тіркеу кезінде туындайтын кедергілер шығу тегі мен құрылымы бойынша әртүрлі болып келеді. Бұл биологиялық объектіден келетін кедергілер, сыртқы кедергілер немесе техникалық құралдармен жасалатын кедергілер болуы мүмкін.

Электрокардиографиялық кедергілердің көп бөлігін бірнеше топқа біріктіруге болады (және оларды басу әдістері тұрғысынан). Негізгі кедергілер тобына :

- желілік кедергі;
- бұлшықет треморы;
- дрейф сызықтары;
- қозғалыс артефактілері;

- импульсті кедергілер;
- электродтар мен күшейткіштердің жоғары жиілікті шулары.

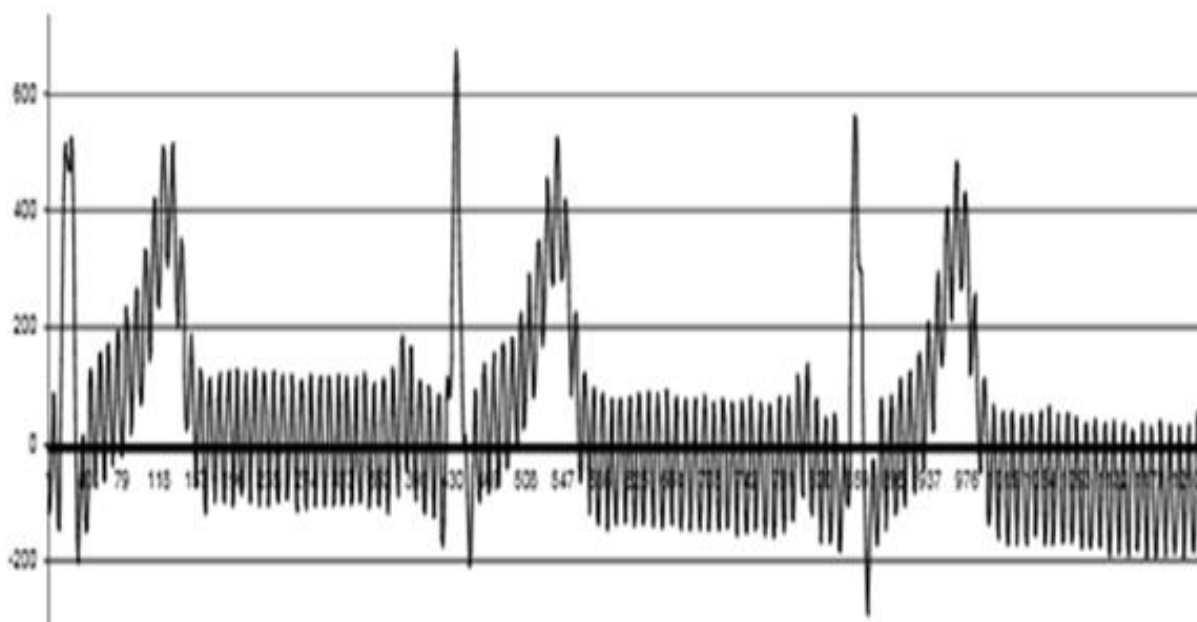


3.1 сурет — MatLAB жүйесінде алынған ЭКГ тіркеу кезінде туындайтын: а-бұлшықет треморымен негізделген кедергі (дұрыс емес жиі тербелістер көрінеді); б– терімен нашар байланыс нәтижесінде дрейф сызықтары; в – 50 Гц жиілігімен дұрыс тербеліс түріндегі желілік кедергілер.

3.2 Электрокардиосигналдарды тіркеу кезінде туындайтын кедергілер

Желілік кедергі – оны электр қоректену желісіне қосатын сымдар арқылы техникалық құрылғыға жіберілетін электромагниттік кедергі болып табылады. Ең үлкен қуаты бар бірінші гармоника 50 Гц тең. Желілік кедергілердің типтік түрі алдын ала белгілі болса да, оның фазасы белгісіз болады. Сонымен қатар, бұл кедергі жалпы жағдайда нақты синусоид болып табылмайды.

Желілік кедергілердің пайда болу себептері электродтардың терімен нашар байланысы, зерттеу жүргізу орнын дұрыс ұйымдастырмау болып табылады. 3.2 суретте ЭКС-дың желілік кедергімен үлгісі көрсетілген.



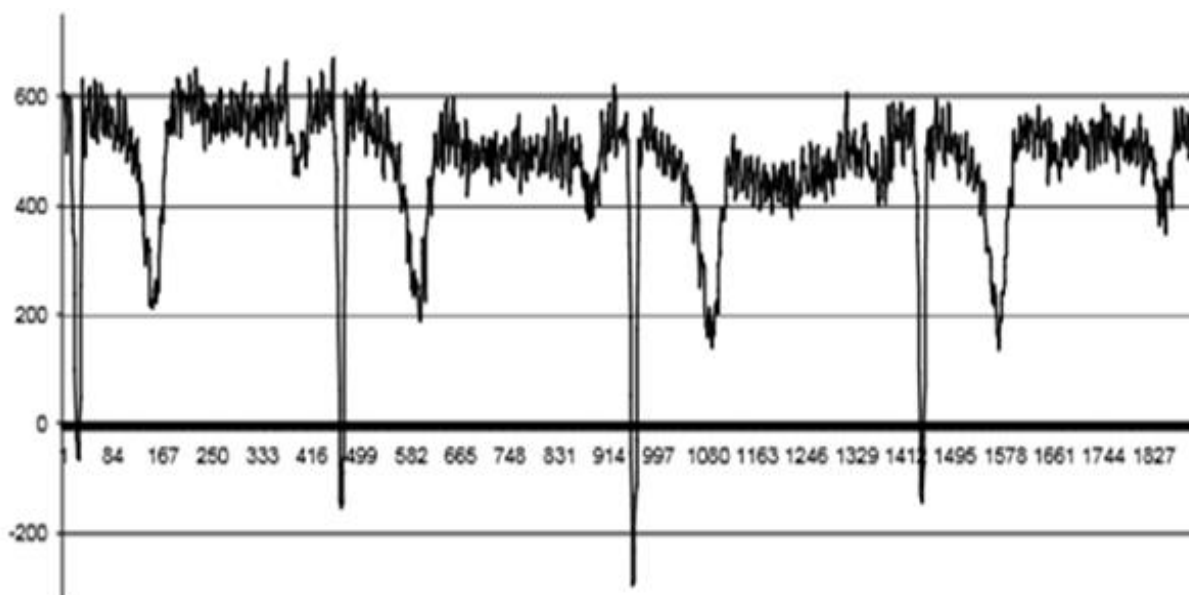
3.2 Сурет — ЭКС-ғы желілік кедергі

Бұлшықет треморы жеткілікті кең диапазонда (30...200 Гц) хаосты тербелетін сызық болып табылады. Тремордың пайда болу себебі импульс өтетін тіндердің электрлік белсенділігі (мысалы, қаңқа бұлшықеттері), терінің кедергісі, сондай-ақ күшейткіштің кірісіндегі кедергі болып табылады.

Бұлшықет биопотенциалдары жекелеген бұлшықеттердің кездейсоқ емес потенциалдарының интерференциясымен түзілген және 0,03 – 2мВ амплитудасы бар импульстердің кездейсоқ кезектілігі болып табылады. Тремордың амплитудалық және жиілік параметрлері электродтардың физикалық жүктемесі мен орналасу орнына байланысты. Осы кедергілердің спектралды және статистикалық сипаттамаларына келетін болсақ, олар әдетте біртекті емес спектрі бар Гаусстық шуға жақын, Clifford оларды Гаусстық фликкер-шу деп санайды (шудың қуаты жиілікке кері пропорционал).

Тремор сал, хорей, тетания, паркинсонизмі бар емделушілердің ЭКС-на салынады. Бұлшықет треморы әсерінен пайда болатын тербелістерді жүрекшелердің пульсациясынан ажырату қиын.

Скелетті бұлшықеттер ЭКС-ға тәуелсіз сигнал шығарады, сол себепті треморды аддитивті бөгеулік деп санауға болады. Бұлшықет треморы бар ЭКС мысалы 3.3 суретте келтірілген.



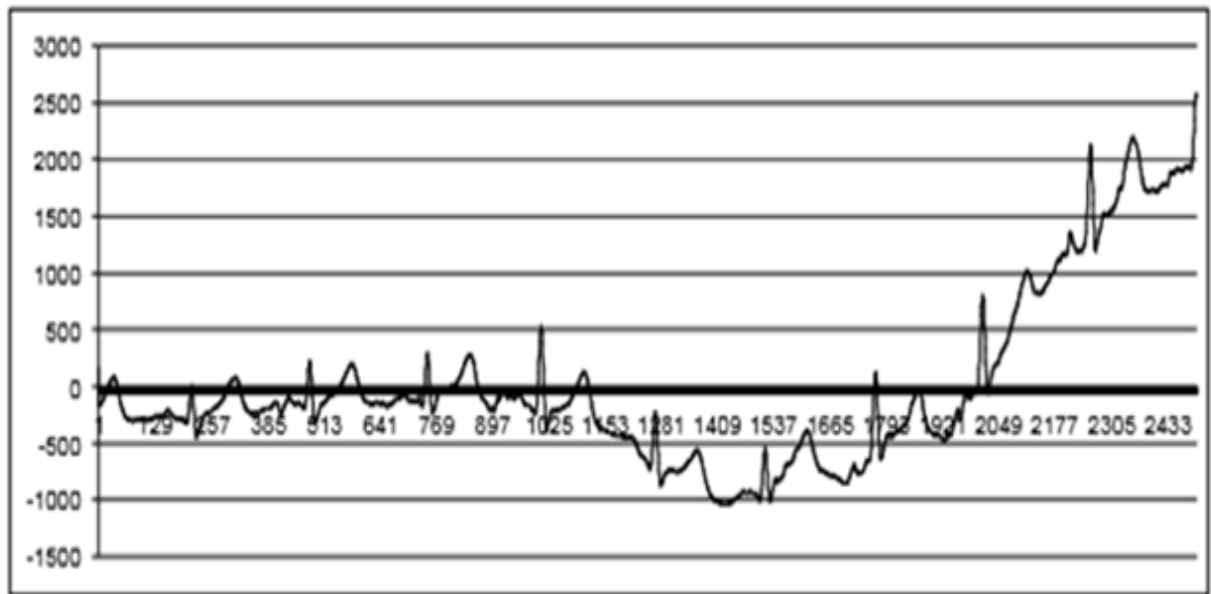
3.3 Сурет — Бұлшықет треморы бар ЭКС мысалы

Дрейф сызықтары 1 Гц кем жиіліктегі тербелістер болып табылады.

Төменгі жиілікті ЭКС дрейфінің пайда болуының ең маңызды себептерінің ішінде :

- пациенттің қозғалыс белсенділігін, оның ішінде адамның тыныс алуы мен гуморальды жүйесінің жұмысын;
- пациенттің терісі мен электрод арасындағы өзара әрекеттесудің, контактілердің бұзылуымен және электрод астындағы терінің поляризациясымен байланысты электрлік қасиеттерінің өзгеруін атап өткен жөн.

Дрейф сызықтары ЭКС-дың төменгі жиілікті учаскелерін, әсіресе ST-сегменттерін талдауға үлкен әсер етеді. Бұдан басқа, дрейф сызықтарының тұрақсыздығы тістердің амплитудалық параметрлерін өлшеу дәлдігіне әсер етеді, себебі олардың амплитудасын есептеу осы дрейф сызықтарынан жүргізіледі. Дрейф сызықтарының тұрақтылығы күшейткіш жүйесінің жоғары кіріс кедергісінің және ең аз тері кедергісінің болуына байланысты.



3.4 Сурет — ЭКС-дың дрейфпен сызықтарымен үлгісі

Қозғалыс артефактілері 1-ден – 30-40 Гц дейінгі жиіліктегі жекелеген немесе циклдық толқын ретінде көрінеді. Жекелеген артефактілер тіркеу аппаратурасына кездейсоқ механикалық әсермен, терімен, жөтелмен, ішектің перистальтикасына байланысты. Мұндай артефактілер спектр бойынша QRS кешендерінің спектріне өте жақын және қарыншалық экстрасистолдарға ұқсас, осыған байланысты оларды саралау өте қиын. Сонымен қатар, олар елеулі қауіп төндіреді, өйткені QRS кешендерін анықтауға кедергі келтіреді, бұл жүректің жиырылу жиілігінің дұрыс есептелмеуіне, аритмияны талдау кезіндегі қателіктерге және зерттеу нәтижелерін қате талдауына әкелуі мүмкін.

Циклдік толқындар пациенттің бұлшықеттерінің қозғалыстарынан немесе жүктемелі тест кезінде немесе пациенттердің еркін қозғалу белсенділігінде электродтар жағдайының аздаған өзгерістерінен туындайды.

Импульсті кедергі –жеке уақыт аралықтарында ғана нөлден ерекшеленетін, жеткілікті ұзақ интервалдармен бөлінген аддитивті кедергілер болып табылады. Импульстік кедергі бұл– тұрақты немесе кездейсоқ кедергі импульстерінің тізбегі. Импульстік кедергілер көздеріне атмосфералық разрядтар, өнеркәсіптік қондырғылар, медициналық және тұрмыстық электр аспаптары және т. б. жатады.

Жоғарыда сипатталған барлық кедергілердің спектрлері едәуір дәрежеде ЭКС спектрімен жабылады, бұл оларды жою кезінде қиындықтардың туындауына әкеп соғады.

Спектрлік сипаттамалар бойынша (кедергі спектрінің негізгі бөлігі жатқан жиілік аймағы) барлық кедергілер келесі түрлерге бөлінеді:

- жоғары жиілікті (ЖЖ) кедергілер, оларға желілік кедергілер және бұлшықет треморы жатады;
- төменгі жиілікті кедергілер (ТЖ), оларға дрейф сызықтары және

қозғалыс артефакті жатады.

Аталған бөгеуілдерден басқада кедергілер бар (негізінен ЖЖ аспаптық және электрохирургиялық шулар, ЭКС тіркеу және өңдеу кезінде алынған кейбір артефактілер, аппараттық кедергілер, квантизация шуылы және алиайзинг), алайда олардың спектрі ЭКС спектрінен қатты ерекшеленеді, осының салдарынан мұндай кедергілерді жою елеулі проблемаларды тудырмайды.

3.3 Қате автоматты диагностиканың ықтимал нәтижелері

Жоғарыда аталған барлық кедергілер ЭКС-дың параметрлерін өлшеу қателіктерінің және сигнал элементтерін дұрыс емес анықтаудың себебі болуы мүмкін, бұл өз кезегінде, дәл емес немесе қате диагностикалық қорытындыларға әкелуі мүмкін. Кейбір электрокардиографиялық зерттеулер кезіндегі кедергілер(әсіресе пациенттердің қозғалыс белсенділігіне байланысты) автоматты талдау үшін маңызды проблема болып табылады. Холтеровскомониторирлеу нәтижелерін талдауға жарамсыз нәтижелер (артефактілердің салдарынан) пайызы зерттеудің 3,7-ден 12,4% - ға дейін құрайды. Холтеровскомониторирлеу нәтижелерін түсіндірудегі негізгі қиындықтар, әдетте, жүрек ырғағының қауіпті бұзылуларын имитациялайтын артефактілермен байланысты. Әдебиетте тіпті "Артефакттық псевдоаритмия" термині пайда болды. Псевдоаритмия зерттеу нәтижелеріне және соңында дұрыс диагноз айтарлықтай әсер етуі мүмкін.

3.1- кестеде ЭКС-да әртүрлі бөгеуілдер әсерінен болған қате автоматты диагностиканың ықтимал нәтижелері келтірілген. 3.2-кестеде ЭКС-да бұрмалаулар болған жағдайда қате диагностиканың ықтимал нәтижелері келтірілген.

3.1 Кесте – ЭКС-ғы әртүрлі бөгеуілдер әсерінен болған қате автоматты диагностиканың ықтимал нәтижелері

Бөгеуілдер түрі	Аралық нәтижелер (неге әкеледі және не үшін тиісті кедергілер қабылдануы мүмкін)	Қате диагностиканың ықтимал нәтижесі
Қозғалыс артефактілері (жөтел, ықылық)	Қарыншалық экстрасистолдар, патологиялық QRS кешендері. АВП өлшеу қателіктері	Жүрек ырғағының бұзылуының гипердиагностикасы.
Бұлшықет треморы	Жүрекшелер қозғалысы. АВП өлшеу қателіктері.	Жүрек ырғағының бұзылуының гипердиагностикасы.

Дрейф сызықтары	ST сегментінің жылжуы немесе бұрмалануы. АВП өлшеу қателіктері.	Миокардтың зақымдануы. Перикардит. Миокардит. Миокардтың ишемиясы. Гликозидті улану. Реполяризацияның бұзылуы. ЖИА гипердиагностикасы
Желілік кедергі	QRS кешендерін анықтау қателері. Жүрекшелер қозғалысы. АВП өлшеу қателіктері.	Жүрек ырғағының бұзылуының гипердиагностикасы.
Жекелік импульсті кедергілер	QRS кешендерін анықтау қателері. АВП өлшеу қателіктері.	Жүрек ырғағының бұзылуының гипердиагностикасы.

3.2 Кесте – ЭКС-да бұрмалаулар болған жағдайдағы қате диагностиканың ықтимал нәтижелері

ЭКС-дың бұрмалану түрі	Қате диагностиканың ықтимал нәтижесі
QRS кешенін кеңейту	Қарыншалардың гипертрофиясы немесе дилатациясы (кеңеюі). Қарыншалық өткізгіш жүйенің қандай да бір бөлігінің блокадасы.
QRS кешенінің амплитудасының азайуы	Кардиомиопатия. Миокардтың диффузды өзгерістері, зақымдануы.
S тістің ұлғаюы	Қарыншаның гипертрофиясы.
T тістің амплитудасының азаюы	Миокардтың зақымдануы.
R және T тістерінің арақатынасын өзгерту	Миокардтың диффузды өзгерістері, зақымдануы
ST сегментінің жылжуы немесе бұрмалануы	Миокардтың зақымдануы. Перикардит. Миокардит. Миокардтың ишемиясы. Гликозидті улану. Реполяризацияның бұзылуы.

ЭКС-ды өңдеу алгоритміне қойылатын негізгі талаптардың бірі, кедергілерді басудан басқа, Q, R, S параметрлерін, P және T тістерінің ең жоғары шегімен экстремумдарын сақтау болып табылады.

Сондықтан бөгеуілдерді тиімді басып қана қоймай, сигналды бұрмаламайтын фильтрлерді пайдалану маңызды.

Осылайша, жүрек-қан тамырлары аурулары мен жүрек ауруларын дұрыс диагностикалау үшін олардың сапасын міндетті түрде бағалай отырып, кедергілерді жою қажет.

4 Электрокардиосигналдарда кедергілерді басудың әдістері мен алгоритмдеріне шолу

4.1 Желілік кедергілердің ЭКС-ға әсерін азайту тәсілдері

Электрокардиографиялық кедергілер, әсіресе еркін белсенділік жағдайында ЭКС-ды ұзақ зерттеген кезде, әртүрлілігімен және өзгергіштігімен ерекшеленеді, сол себепті оларды жоюға байланысты барлық функцияларды орындайтын тәсілдер жоқ.

ЭКС-дағы кедергілерді жою кезіндегі негізгі проблемалар мыналар болып табылады:

- кедергілердің жоғары және пайдалы сигналдың төмен деңгейі;
- сигнал мен кедергілердің тұрақсыздығы;
- сигнал спектрлері мен кедергілердің қиылысуы;
- зерттелетін сигнал сапасының нашарлауынсыз кедергілерді жою.

ЭКГ-диагностиканы автоматтандырудың 50 жыл ішінде бірнеше ондаған әдістер мен кедергілерді басу алгоритмдері әзірленді. Бірақ бүгінде шешілмеген мәселелер де бар. Олардың бірі-пайдалы сигнал нысанын бұрмалаусыз қарқынды кедергілерді жою болып табылады. Бұдан әрі қолданыстағы кедергіге төзімді әдістер мен ЭКС өңдеу алгоритмдері қарастырылған.

ЭКС-да кедергілерді жою үшін кеңінен қолданысқа келесі технологиялар ие болды:

- сызықты жиіліктік сүзу;
- сызықты емес сүзу әдістері;
- адаптивті сүзу.

Сондай-ақ, ЭКС тіркеу дәлдігіне елеулі әсер ететін кездейсоқ кедергілер де бар, мысалы, жүректің электрлік потенциалдарын алу кезінде пациенттің "қозғалуы" нәтижесінде туындайтын кедергілер.

Желілік кедергілермен күресу әдістерінің бірі адам денесінде оның синфазалық қасиеттерін пайдалану болып табылады. Синфазалық есебінен барлық қалған электродтан бір электрод сигналын шегеру арқылы бөгеуліктерді жою мүмкіндігі пайда болады. Бұл жағдайда ақпараттың жоғалуы болмайды, себебі егер бір уақытта барлық электродтардың потенциалын ұлғайтатын немесе азайтатын болсақ, электродтар бойынша потенциалдарды бөлу өзгермейді. Шегергеннен кейін шегеруші электродтың потенциалын нөлдік деп санаймыз.

Желілік кедергімен күрестің екінші тәсілі–жұмыстық жерлеуді пайдалану болып табылады. Бұл ретте жұмыстық жерлеуді тұйықтауды енгізу кезінде дененің жер сыйымдылығы 200 пФ мәнінен электрод/тері

сыйымдылығының көлеміне дейін, яғни 47 нФ дейін немесе 200 есе артады. Тиісінше, СФП шамасы 200 есе түседі, бірақ әлі де өте үлкен (10 мВ туралы). Бұл қалдық шегерумен берілуі тиіс.

Желілік кедергіні азайтудың үшінші жолы N электрод тізбегіндегі Z терінің азаюы болып табылады. Егер $R_{\text{тері}} = 0$ болса, онда кедергі жоқ. Сондықтан $R_{\text{тері}}$ -ні азайтудың барлық қажетті шаралары қабылданады (электрод астындағы тері жамылғысын жақсы өңдеуден, электрод пасталарын қолданудан арнайы схемаларға дейін).

Төртінші әдіс – оқшауланған жұмыс бөлігін бөлу. (Жұмыс бөлігі –пациентке салынатын электродтармен электр байланысы бар барлық тораптар мен элементтер).

Желілік кедергілерді басудың бесінші, ең тиімді тәсілі күш желісінің жиілігіне бапталған жиіліктік спектрдің кейбір аумағын кесіп немесе өткізіп алатын сүзгілеуді пайдалану болып табылады.

4.2 ЭКС-ды тіркеу кезінде туындайтын кедергілерді жою әдістері

Оқшаулама дрейфін жою – сүзу әдісі, төмен жиілікті аддитивті кедергілерді жоғарғы жиіліктердің сызықтық сүзгісінің көмегімен жою болып табылады. Бірақ бұл жағдайда ST-сегменттің параметрлері бұрмаланады, себебі оқшаулама дрейфінің жиіліктік спектрі әдетте ST–сегментінің жиіліктік спектрімен толық сәйкес келеді.

Бұлшықет треморын жою әдісі – бұл өте күрделі әдіс болып келеді, себебі ол сызықты жиілік сүзу әдістерімен қанағаттанарлықсыз шешіледі. Дәстүрлі түрде бұл жағдайда уақытша селекция әдістерін қолданады.

Уақытша селекторлар ЭКС-дың ақпараттық учаскелерін ғана өткізетін жеткілікті қысқа уақытша терезені қалыптастырады.

Қозғалыс артефактілерін жою әдісі – ЭКС өңдеудің ең күрделі түрі. Мұнда типтік кардиокомплекті есте сақтау негізінде немесе циклдық артефактілерді анықтау негізінде сүзудің күрделі алгоритмдерін қолданады.

ЭКГ тіркеу қажетті дәлдікпен жүргізілуі үшін жоғарыда аталған кедергілердің пайда болуына әсер ететін барлық факторларды жою қажет. Сонымен қатар, ЭКГ сигналын тіркеу сапасына электрокардиографтың кіріс каскадтары және бөлу электродтары түзілген кіріс тізбегінің параметрлері әсер етеді.

ҚОРЫТЫНДЫ

Заманауи клиникаларда жүрек ауруларын диагностикалау үшін электрокардиографиялық зерттеу әдісі кеңінен және табысты қолданылады. Бұл әдіс тиімді, емделуші үшін мүлдем зиянсыз және ауыртпалықсыз болып келеді, сонымен қатар электрокардиография әр түрлі аурулардың диагностикасын айтарлықтай жақсартып, жүрек-қантамыр жүйесінің жағдайы туралы өте құнды ақпарат береді.

Дипломдық жұмысты орындау барысында электрокардиосигналдың құрылымы, негізгі параметрлері мен сипаттамалары, оның ағзадағы генерация механизмі және негізгі ерекшеліктері зерттелді.

Тіркеу кезінде туындайтын кедергілердің негізгі түрлеріне талдау жүргізілді, олардың пайда болу себептері және осы кедергілерді басудың негізгі әдістері мен алгоритмдері қарастырылды және де қойылған мақсаттарды шешу үшін Matlab бағдарламалық жүйесі арқылы эксперименттер жүргізілді.

Одан әрі өңдеу үшін сигналдардың электрокардиограммасының параметрлерін, атап айтқанда электрокардиограмманың ақпараттық төменамплитудалық құрауыштарын тіркеудің жеткіліксіз анықтығы мен дәлдігі, сондай-ақ ЭКГ өңдеудің қолданыстағы әдістерінің кемшіліктері неғұрлым күрделі мәселе болып табылады.

Электрокардиосигналдың негізгі сипаттамалары мен параметрлері, осы сигналда кедергілердің пайда болу себептері мен түрлері, оларды жою әдістерімен одан әрі дамыту үшін кедергілерді басудың жоғары тиімділігін қамтамасыз ететін сүзудің әртүрлі алгоритмдері зерттелді.

Осылайша, ЭКС-ды алу және өңдеу кезінде кедергілерді тиімді басу, кедергіге төзімділікті арттыру диагностикалық қорытындылардың дұрыстығын арттыруға мүмкіндік береді және жүрек-қан тамырлары ауруларын диагностикалау мен емдеу сапасын арттыруға ықпал етеді.

Қорытындылай келе, осы дипломдық жұмыста кедергілердің негізгі түрлеріне талдау жүргізіліп, MatLAB бағдарламалық жүйесі арқылы электрокардиосигнал, бұрмалаушы кедергілер моделі жасалып, кедергілерді жою әдістері анықталды.

ПАЙДАЛАНЫЛГАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ

- 1 Доклад о состоянии здравоохранения в мире // Всемирная организация здравоохранения, –2008, –URL: [http:// www.who/int/ru](http://www.who.int/ru).
- 2 Привес М. Г., Лысенков Н. К., Бушкович В. И. Анатомия человека. – 11-е переработанное и дополненное. – М.: Медицина, 1985.
- 3 Борзяк Э. И., Бочаров В. Я., Сапин М. Р. и др. Анатомия человека. В 2 томах / Под ред. акад. РАНМ, проф. М. Р. Сапина. – М.: Медицина, 1993. –Т. 2. – 560 с. –40 000 экз. – [ISBN 5-225-00879-8](#).
- 4 Аритмии сердца. Механизмы. Диагностика. Лечение. В 3 томах/ Пер. с англ./под ред. Дж. Мандела. – М.: медицина, 1996. – Т.1. – 10 000 экз. – ISBN 0-397-50561-2.
- 5 Физиология сердца (уч. пособие). Барабанова С.В., Евлахов В.И. и др / Под ред. Б.И.Ткаченко – С.Петербург, 1998.
- 6 Хэмптон Дж.Р. Основы ЭКГ: пер. с англ. – М.: Мед. лит., 2006 – 224 с.
- 7 Мурашко В. В., Струтынский А. В. Электрокардиография: Учеб. пособие. – 9-е изд. – М.: МедПресс-информ, 2008. – 320 с.
- 8 Иванов Г.Г. Электрокардиография высокого разрешения. – М.: Триадa-X, 2003. – 304 с.
- 9 Schainman, L., Krikler, D. M., Garrtt, C., Immediate effects of intravenous verapamil in cardiac arrhythmias. BritMedJ 224: 73, 1972.
- 10 Кривоногов Л.Ю. Вопросы адаптивной обработки электрокардиосигнала / Л. Ю. Кривоногов, А. Ю. Тычков // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы : материалы Международной научно–технической конференция с элементами научной школы для молодежи. – Рязань :Изд–во РГРТУ, 2009. – С.458–460.
- 11 Кривоногов Л.Ю. Проблема повышения эффективности диагностики сердечнососудистых заболеваний / Л. Ю. Кривоногов, А. Ю. Тычков // Кардиология на перекрестке наук: тезисы докладов Международного конгресса. – Тюмень : ТКЦ, 2010. – С.152.
- 12 Истомина Т.В., Кривоногов Л.Ю., Лавреев А. А. Информационные методы повышения надежности кардиоанализаторов на основе помехоустойчивой обработки электрокардиосигнала. 2010 год.
- 13 Кривоногов Л.Ю. Методы и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиографической информации. Дисс. на соискание уч. ст. к.т.н., Пенза, 2003.
- 14 Райгайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / Р. М. Райгайян. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2007. – 345 с.
- 15 Дроздов Д.В. Влияние фильтрации на диагностические свойства биосигналов // Материалы конференции /Функциональная диагностика. – 2011. - №3. – С. 75-78.

16 Истомина Т.В., Кривоногов Л.Ю. Вопросы помехоустойчивости при измерениях параметров электрокардиосигнала. Информационноизмерительная техника: Межвуз. сб. науч. тр. - Пенза: Изд-во Пенз. гос. ун-та, 2 0 0 0. - Вып. 25.

17 Савостин А.А. Оптимальная фильтрация электрокардиосигналов: Научный журнал «Вестник Восточно-Казахстанского государственного технического университета имени Д. Серикбаева», Усть-Каменогорск, №1 2010 г., с. 126 – 131.; 8

18 Мясникова, Н.В. Обработка сигналов в системе диагностики / Н.В. Мясникова, М.П. Берестень, М.П. Строганов; под ред Осадчего Е.П. – Пенза: Изд-во Пенз.гос.ун-та, 1997.

19 Витязев В.В., Линович А.Ю. Цифровая обработка сигналов. Методические указания к лабораторным работам. – Часть 1. Рязань: 2009. – 38 с.

20 Зайченко, К.В. Съём и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб. пособие / Под ред. К.В. Зайченко. СПбГУАП.СПб., 2001. 140 с.

21 Моженина Е.Е., Оверчук К.В. Воздействие элементов фильтрации на биоэлектрический сигнал // IV Научно-практическая конференция «Информационно-измерительная техника и технологии». – 2013. – 195-199 с.

22 Петровский М.А. Система и алгоритмы регистрации и обработки электрокардиосигнала в условиях свободной двигательной активности: автореферат канд. дис. канд. тех. наук: 05.11.17, 05.13.01. Пенза. 2015. 18 с.

23 Барановский А.Л., Калиниченко А.Н., Манило Л.А. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. – М.: Радио и связь, 1993.

24 Mahesh S.H., Agarbala R.A. Design and implementation of digital FIR equiripple notch filter on ECG signal for removal of power line interference // Wseas transactions on signal processing. – 2008. – № 4. – P.221-230.

25 Блинов П.А. Алгоритм устранения дрейфа изолинии электрокардиосигнала на основе преобразования его спектра: автореферат канд. дис. канд. тех. наук: 05.11.17. Рязань. 2011. 16 с.

