

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫНЫҢ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ



Ә. Бүркітбаев атындағы өндірістік автоматизация және цифрлау институты

«Роботтытехника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

Нұрғожина Аделя Төлегенқызы

«Кардиосигнал сегменттерін нейрожелілік талдау негізінде жүрек  
миокардының диагностикасы»

**ДИПЛОМДЫҚ ЖҰМЫС**

5B071600 – Аспап жасау мамандығы

Алматы 2020



SATBAYEV  
UNIVERSITY

Ә. Бүркітбаев атындағы өндірістік автоматизация және цифрлау институты

«Роботтытехника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

**ҚОРҒАУҒА РҰҚСАТ**

РТжАТҚ Кафедра меңгерушісі

Техника ғылым кандидаты



Қ.А. Ожикенов  
«23» мамыр 2020 ж.

## ДИПЛОМДЫҚ ЖҰМЫС

Тақырыбы: «Кардиосигнал сегменттерін нейрожелілік талдау негізінде  
жүрек миокардының диагностикасы»

5B071600 – Аспап жасау мамандығы бойынша

Орындады

Нұрғожина А.Т

Ғылыми жетекшісі



Ожикенов.Қ.А.

«23» мамыр 2020 ж.

Алматы 2020



SATBAYEV  
UNIVERSITY

Ә. Бүркітбаев атындағы өндірістік автоматизация және цифрлау институты

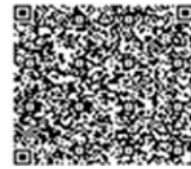
«Роботтық техника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

5B071600 – Аспап жасау

**БЕКІТЕМІН**

РТжАТҚ кафедра меңгерушісі

Техника ғылым кандидаты



Қ.А. Ожикенов

«23» қаңтар 2020 ж.

## ТАПСЫРМА

### дипломдық жұмысты орындауға

Білім алушыға Нұрғожина Аделя Төлегенқызы

Тақырыбы: «Кардиосигнал сегменттерін нейрожелілік талдау негізінде жүрек миокардының диагностикасы»

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

Аяқталған жұмысты тапсыру мерзімі «15» мамыр 2020 ж.

Дипломдық жұмысқа бастапқы мәліметтер: Электрокардиограмма, нейрондық желі, миокард инфарктісі, кардиосигнал.

Дипломдық жұмыста әзірленуге жататын мәселелер тізімі:

- а) Жүрек жағдайын диагностикалаудың тиімді тәсілін анықтау;*
- б) Электрокардиосигналды нейрожелілік талдау алгоритмін құрау;*
- в) Миокард инфарктісін диагностикалаудың тәсілін жетілдіру;*
- г) Кохоненнің нейрондық желісін пайдалану*
- д) Нейрожелілік талдау арқылы миокард инфарктісін диагностикалау әдісінің сызбасын құрастыру;*

Графикалық материалдың тізбегі (міндетті сызбаларды дәл көрсете отырып):  
ұсынылған 16 слайд жұмыс презентациясы


Ұсынылатын негізгі әдебиеттер: 22 әдебиеттер тізімі

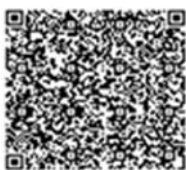
**Дипломдық жобаны дайындау  
КЕСТЕСІ**

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  Нұрғожина.А.Т.

Күні «23» мамыр 2020 ж.

## АҢДАТПА

Бұл дипломдық жұмыс кіріспеден, теориялық және техникалық бөлімдерден, сондай-ақ қорытынды мен пайдаланылған әдебиеттер тізімінен тұрады. Дипломдық жұмыстың көлемі 35 бет, 3 кесте, 13 сурет.

Электрокардиография сигналдарын тіркеу (ЭКГ) және олардың жүрек-қантамыр аурулары бүгінгі қоғамдағы ең маңызды, белең алып отырған мәселелердің бірі. Қазірде Қазақстанда жүрек-қантамыр аурулары ең көп таралған. Олардың көпшілігі: миокард инфарктінен, жүрек ырғағының бұзылуынан зардап шегіп отыр. Демек, жүрек жағдайын дұрыс диагностикалау мәселесі, ақпаратты алудың тиімді, әрі жаңа әдістерін жетілдіру керектігін көрсетеді. Жұмыстың мақсаты-нейро желіні пайдаланып, миокард инфарктісінің белгілері пайда болуына дейін диагностикалап, қатердің алдын алу.

## АННОТАЦИЯ

Данная дипломная работа состоит из введения, теоретической и технической частей, а также заключения и списка использованной литературы. Объем дипломной работы составляет 35 страниц, включает 3 таблиц, 13 иллюстрации.

Регистрация электрокардиографических сигналов (ЭКГ) и их сердечно-сосудистых заболеваний является одной из наиболее важных проблем в современном обществе. В настоящее время сердечно-сосудистые заболевания являются наиболее распространенными в Казахстане. Большинство из них страдают от инфаркта миокарда и нарушений ритма сердца. Поэтому проблема правильной диагностики состояния сердца указывает на необходимость совершенствования эффективных и новых методов получения информации. Целью работы является диагностика и предотвращение риска инфаркта миокарда с использованием нейронной сети.

## 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 35 pages, includes 3 tables, 13 illustrations.

Registration of electrocardiographic signals (ECG) and their cardiovascular diseases is one of the most important problems in modern society. Currently, cardiovascular diseases are the most common in Kazakhstan. Most of them suffer from myocardial infarction and cardiac arrhythmias. Therefore, the problem of proper diagnosis of the state of the heart indicates the need to improve effective and new methods of obtaining information. The aim of the work is to diagnose and prevent the risk of myocardial infarction using a neural network.

## МАЗМҰНЫ

КІРІСПЕ	9
1 Жүрек диагностикасына жалпы шолу	10
1.1 Жүрек жағдайын диагностикалаудың электрокардиографиялық тәсілі	10
1.2 Электрокардиосигналдағы миокард инфарктінің белгілері	13
1.3 Нейрожелілік талдау әдісі	15
1.3.1 Электрокардиосигналды нейрожелілік талдау саласындағы қазіргі жай-күйі	17
2 Кардиоциклдың сегменттерін нейрожелілік талдау негізінде миокард инфарктісін диагностикалау	19
2.1 Миокард инфарктісін диагностикалау үшін электрокардиосигналды өңдеуді жетілдіру	19
2.2 Электрокардиосигналдың фазалық траекториясын құру	20
2.3 Миокард инфарктісін диагностикалау үшін электрокардиосигналды нейрожелілік талдау тәсілін зерттеу	21
2.4 Электрокардиосигнал сегментіндегі дискретті есептеу	23
3 Электрокардиосигналды нейрожелі арқылы миокард инфарктісін диагностикалау әдістемесін әзірлеу	25
3.1 MATLAB ортасында нейрожелілік талдау арқылы миокард инфарктісін диагностикалау	25
3.1.1 Кохоненнің нейрондық желісі	25
3.1.2 Электрокардиосигналды нейрожелілік талдау әдісі	27
3.2 Зерттеу әдісін талдау	30
КОРЫТЫНДЫ	
ПАЙДАЛАНЫЛҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ	



## КІРІСПЕ

Қазіргі уақытта әртүрлі статистикалық, математикалық және кардиографиялық ақпаратты өңдеуге арналған компьютерлік құралдар, диагноз қою үшін электрокардиограмма әдістері мен құралдарының дәлдігін жақсарту, ол зерттеудің осы бағытындағы өзекті мәселе болып табылады. Кардиографтың нейрондық желіні талдау ақпараты белсенді дамып келеді және әлемнің әр түкпірінен зерттеушілердің қызықғушылығын тудыруда. Алайда, жасанды нейрондық желінің дәлдігі миокард инфарктісінің диагнозында 85%-90% құрайды. Миокард инфарктісі қазіргі заманғы медициналық көмектің талаптарына сәйкес келмейді, яғни анықталу дәлдігі төмен. Жүрек жағдайы диагнозының сенімділігін арттыру мәселесі жаңа диагностикалық ақпаратты алу әдістерін жетілдіру қажеттілігінен туындайды.

Статистикаға сүйенсек: дәрігер пациенттердің 88%-ында миокард инфарктісін дұрыс диагноздайды және 29% жағдайда бұл диагноз қате қойылады. Диагностика сапасын жақсарту үшін деректерді өңдеудің әртүрлі әдістерін қолдана отырып, заманауи түрде жетілдіру қажет.

Нейрожелі синтезінің міндеті нейрокомпьютерлік ғылымның жеке бағыты болып табылады. Нейрожелінің "кіріс-шығыс" кез-келген күрделі түрлендіруді орындай алады. Пайдалану барсында нейрожеліні талдау үшін электрокардиосигналдың мынандай міндеттері туындайды: нейрожелінің классын таңдау; нейрожелінің құрылымын таңдау; және таңдау алгоритмін оқу.

Кез-келген нейрожелі білім берудің тәуелсіз жүйесі ретінде қолданылады, және практикалық қолдану кезінде, әдетте, басқару жүйесінің немесе шешім қабылдау модулінің құрамдас бөлігі ретінде әрекет етеді. Желі орындайтын функцияларды бірнеше негізгі топтарға бөлуге болады:

- жуықтау және интерполяция;
- үлгіні зерттеу және жіктеу;
- деректерді талдау;
- болжау;
- сәйкестендіру;
- біріктіру.

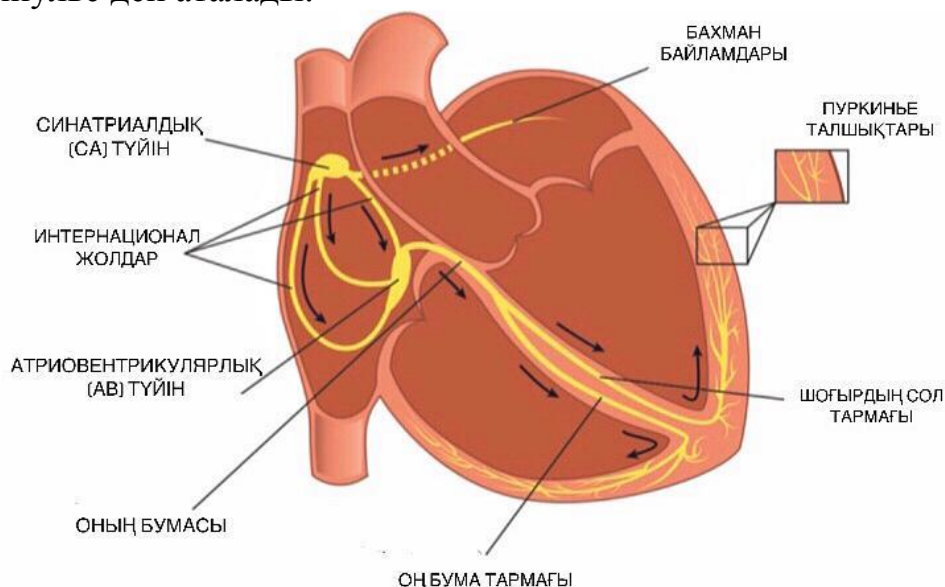
Жұмыстың мақсаты – жүрек миокардының инфарктісін диагностикалау үшін нейрондық желіні талдау. Және іске асыру алгоритімін құрастыру негізінде кардиографиялық ақпаратты өңдеу әдістерінің дұрыстығын арттыру. Сипатталған жоба, жүректің жай-күйін диагностикалау үшін, жүрек-тамыр жүйесі сигналдарын жазатын, күшейтетін және кейіннен тіркейтін құрылғыны жасау үшін пайдалануға болады.

## 1. Жүрек диагностикасына жалпы шолу

### 1.1 Жүрек жағдайын диагностикалаудың электрокардиографиялық тәсілі

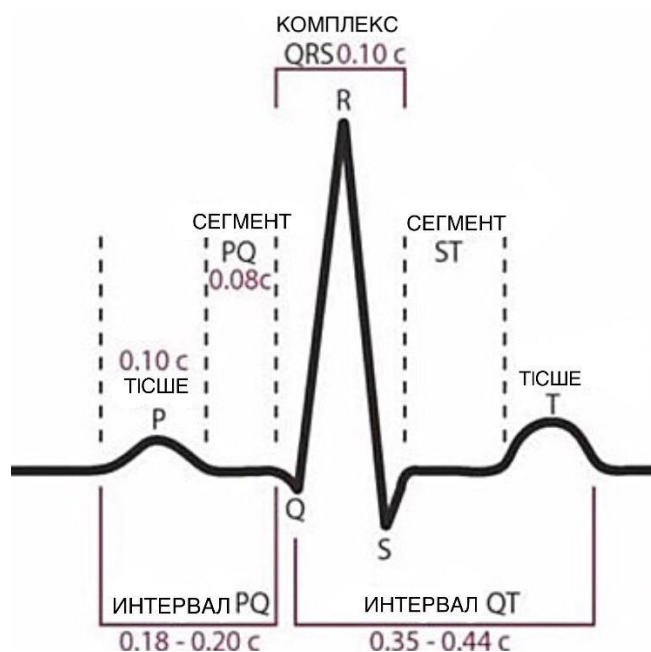
Электрокардиография (ЭКГ) қазіргі уақытта жүрек ауруларын диагностикалаудың маңызды әдістерінің бірі болып табылады. Әдіс биотоктардың жүректе тұрақты таралуы бар және тіркелуі, күшейтілуі бар, содан кейін электрокардиосигналға (ЭКС) тән қисық түрінде тіркелуі мүмкін деген идеяға негізделген. Біріншіден, У. Эйнтховен 1903 жылы мұны істей алды, ол электрокардиосигнал толқындарын латын алфавитінің келесі әріптерімен теңестірді: P, Q, R, S, T. Электрокардиография-бұл миокардта болатын электрофизиологиялық процестердің графикалық көрінісі [10].

Жүрек өз кардиостимуляторымен генерацияланатын электр импульстерінің әсерінен қозғалады [13]. Анатомиялық жағынан бұл кардиостимулятор; оң жүрекшеде, яғни қуыс көктамырлардың түсу орнында, синус түйінінде орналасқан (1.1-сурет). Сондықтан, қозудың шығыс импульсі синустық импульс деп аталады.



1.1-сурет. Жүректің өткізгіш жүйесі

Синустық торап электр импульстерін шығарады, олар өткізгіш жүйе бойынша таралады және миокард жасушаларын қозғайды. Миокард жасушаларының электр белсенділігінің нәтижесінде жүрек айналасына белгілі уақыт аралығында өзгертін электр өрісін жасайды. Теріге орналастырылған электродтар осы өрісте өзгерістерді қабылдайды және оларды электрокардиографқа береді. Қалыпты электрокардиосигнал толқындары мен сегменттері 1.2-суретте көрсетілген.



1.2-сурет. Сау адамның ЭКГ интервалдары мен сегменттері

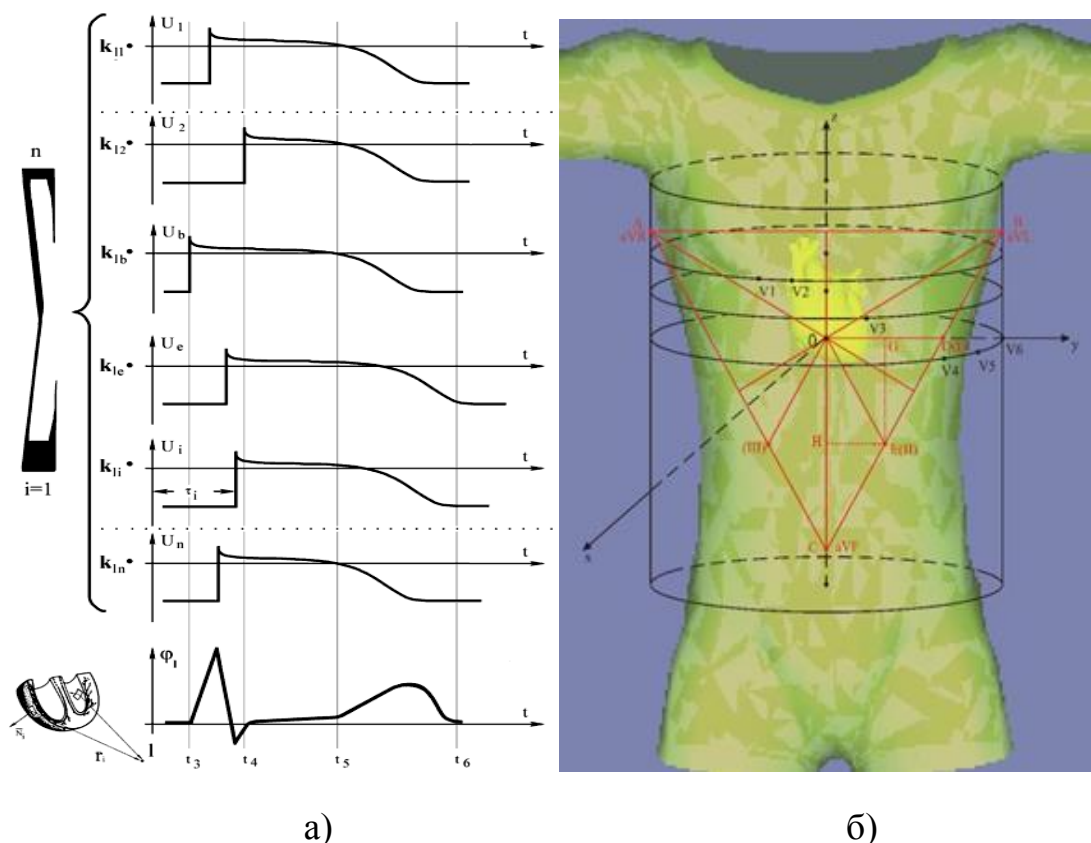
Толқынды тігінен жазудан басқа, ЭКГ-ға көлденең пульс, жүректің белгілі бір учаскелері арқылы өтетін уақыт жазылады. Кардиограммадағы уақыт (секунд) ұзақтығымен өлшенетін бөлік интервал деп аталады.

Қозудың электрлік импульсі синустық түйінде пайда болады (ол электрокардиографта байқалмайды), жүрекше арқылы таралады (Р-толқын ЭКГ-да тіркеледі) және атриовентрикулярлы (АВ) торап арқылы өтеді (1.1-сурет). АВ-түйінде физиологиялық кідіруі импульспен жүреді, сондықтан ЭКГ-да Р және Q толқыны арасындағы аймақ (PQ сегменті) тұзу сызықпен (оқшаулар) беріледі. Бұдан әрі, электрлік импульс қарыншаның жүру жолдарына, оның байлам жүйесі мен Пуркинье талшықтарымен көрінеді (1.1-сурет) және қарыншалық миокардты қоздырады. Бұл процесс қарыншалық QRS кешенінің пайда болуымен көрінеді (1.2-сурет). Қарыншалардың қозу процессін жаба отырып, қозудың электрлік импульсі өшеді, бұл ретте ST және Т-толқын электрокардиосигнал сегментінде пайда болатын реполяризация процестерінің орын алуына себепші болады.

Осылайша, ЭКГ генезисі миокард жасушаларында деполяризация (қозу) және реполяризация (босаңсу немесе бастапқы күйіне қайта келу) процестерімен анықталады [14]. ЭКГ генезисі процесін 1.3-суретте келтірілген шартты схема түрінде көрсетуге болады. Жүрек бетінің (Si) барлық элементтерінің трансмембраналық әсер ету потенциалы фазалық-қисық сызықтары *kli*-дің тиісті коэффициенттеріне көбейтіледі және белгілі толқындарда электрокардиосигнал жасай отырып, жинақталады (1.3-сурет).

Электрокардиограммаларды тіркеу белгіленген ережелерге сәйкес қатаң түрде жүргізіледі. ЭКС-ды тіркеудің бірнеше жалпы тәсілдері бар. Функционалдық диагностика қажеттілігі туындағанда,

электрокардиограммаларды тіркеудің міндетті тәсілі ол 12 стандартты электродтардағы ЭКГ жазбасы болып табылады.



1.3-сурет. Электросигналдың генезі (а) және электрокардиосигналды тіркеу кезінде 12 электродтарды қолдану тізбегі (б)

ЭКС толқындары пациенттің денесінде орналасқан екі электродтар арасындағы потенциалдардың айырымы ретінде қалыптасады. Стандартты бөліктерде ЭКС-ды тіркеу үшін электродтар мынадай түрде қойылады: I – сол қол және оң қол, II – сол қол және оң қол, III – сол қол және сол қол. Күшейтілген бұрылыстарда белсенді электродты aVR –қолмен оң (R – оң) бұру үшін, aVL – сол қолмен (L – сол) бұру үшін, aVF – сол аяқты (F–аяқ) бұру үшін орналастырады. V1 - V6 кеуде қуысы үшін электродтардың бірі - кеуде бетіндегі нүктеде, ал екіншісі - барлық аяқ-қолдардағы біріктірілген электрод ретінде орналастырылады.

12 стандартты сымның әрқайсысы белгілі бір жүректің бөліміндегі электрлік белсенділіктің өзгеруін тіркеуге мүмкіндік береді. Жәнеде осы жүректің бөліктері мен олардың күйін көрсететін стандартты нұсқаулар туралы ақпарат келесі кестеде ұсынылған[20].

1.1-кесте. Бөлу арқылы көрсетілетін миокард бөліністері мен бөлімдерінің сәйкестігі

Бөлінулер	Бөліну арқылы көрсетілген миокард бөлігі
I	Жүректің алдыңғы қабырғасы
II	I және III қосынды бөлу
III	Жүректің артқы қабырғасы
aVR	Жүректің оң жақ бүйір қабырғасы
aVL	Жүректің сол жақ алдыңғы қабырғасы
aVF	Жүректің артқы төменгі қабырғасы
V1 и V2	Оң қарынша
V3	Қарыншааралық қабырғасы
V4	Жүрек ұштары
V5	Сол қарыншаның алдыңғы қабырғасы
V6	Сол қарыншаның бүйір қабырғасы

1.2 Электрокардиосигналдағы миокард инфарктінің белгілері

Жүрек аурулары арасында миокард инфарктісі адам өлімінің ең көп себепшісі және статистика бойынша ең алдыңғы қатарда тұр[4]. Жоғарғы өлім көрсеткіштеріне байланысты (миокард инфарктісінің жедел және жіті кезеңдерінде жалпы өлім-жітім шамамен 30% құрайды), бұл аурудың уақытылы диагностикасы қазіргі кардиологияның өзекті мәселелерінің бірі болып табылады.

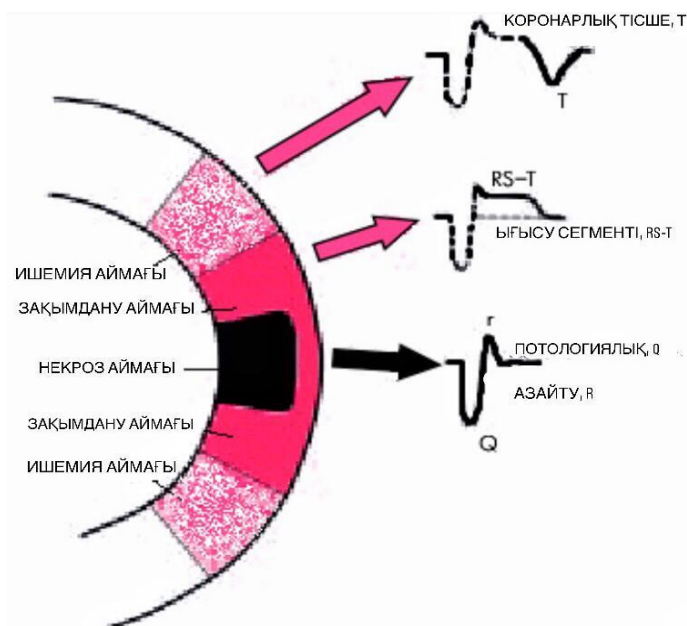
Миокард инфарктісі-бұл коронарлық қан айналымының жіті жеткіліксіздігі нәтижесінде дамидын жүрек бұлшықетінің ишемиялық некрозы.

Миокард инфарктісінің қазіргі заманғы жіктелуі мына түрде қарастырылады:

- жүрек бұлшықетінің зақымдану көлемі мен тереңдігі бойынша;
- ауру ағымының сипаты бойынша;
- миокард инфарктісін оқшаулау бойынша;
- ауру сатысы бойынша.

Бәйлидің ұсынысына сәйкес, коронарлық қан айналымының бұзылуы патологиялық өзгерістердің үш аймағын қалыптастыруға әкеледі: некроз

аймағының айналасында ишемиялық зақымдану және ишемия аймақтары орналасқан. 1.4-суретте миокардтың патологиялық өзгерістерінің үш аймағында электрокардиосигналды қалыптастыру иллюстрациясы келтірілген.



1.4-сурет. Миокардтың патологиялық өзгерістерінің үш аймағындағы электрокардиосигналдың генезі

Белсенді электрод миокард инфарктісі аймағынан жоғары орналасқан, осы зоналардың әрқайсысы келесі ЭКС-дың өзгерістерін қалыптастыруға қатысады[12]:

- 1) Некроз аймағы - патологиялық Q толқыны (30 мс-тен астам) және R толқынының немесе QS комплексінің амплитудасының күрт төмендеуі.
- 2) Зақымдалу аймағы - RS - T сегментінің жоғарыдан (трансмуральды миокард инфарктісімен) немесе изосызықтан төмен орналасуы (жүрек бұлшықетінің субэндокардтық зақымдалуы).
- 3) Ишемия аймағы - "коронарлық" (жан-жақты және өткір) тісі (миокард субэндокардиальды инфарктісі кезінде жоғары оң және трансмуральды миокард инфарктісі кезінде теріс).

Миокард инфарктісінің жалпы қабылданған ЭКГ-белгілері:

1. Инфаркт аймағында орналасқан бөліністерде R тістің болмауы;
2. Инфаркт аймағында орналасқан бөліністерде Q патологиялық тістің пайда болуы;
3. S-T сегментінің инфаркт аймағының үстінде орналасқан толқындардан жоғары болуы;
4. S-T сегментінің инфаркт аймағына қарама-қарсы толқындардағы оқшаулаудан төмен ығысуы;
5. T теріс бөлінуінің инфаркт аймағының үстінде орналасуы.

1.2-кесте. Миокард инфарктісінің және миокард инфарктісінің белгілерін анықтайтын толқындардың сәйкестігі

<b>Миокард инфарктісінің орналасуы</b>	<b>Миокард инфарктісінің белгілері анықталған толқындар</b>	
	<i>Тікелей белгілері:</i> патологиялық Q (QS); элевация ST; теріс коронарлық T	<i>Қайталану белгілері:</i> RS - T депрессия; жоғары оң T; жоғары R (артқы миокард инфарктісі кезінде)
<b><i>Сол қарыншаның алдыңғы қабырғасының миокард инфарктісі</i></b>		
Алдыңғы қоршау	V1 — V3	
Алдыңғы ұшы	V3, V4	
Алдыңғы бүйірі	I, aVL, V5, V6	
Алдыңғы базальді (жоғарғы алдыңғы)	V <sub>24</sub> — V <sub>26</sub> және/немесе V <sub>34</sub> — V <sub>36</sub>	
Keң таралған алдыңғы	I, aVL, V1 — V6	III, aVF, II
<b><i>Сол қарыншаның артқы қабырғасының миокард инфарктісі</i></b>		
Артқы иафрагмалы (төменгі)	III, aVF, II	
Артқы базальді		V1 — V3
Артқы бүйірі	V5, V6, III, aVF	
Keң таралған артқы	III, aVF, II, V5, V6,	V1 — V3

### 1.3 Нейрожелілік талдау әдісі

Жасанды нейрондық желілер-классификация есептерін шешу құралы ретінде қазіргі ғылымда кеңінен қолданылады. Мұндай есептер кіріс деректер ретінде, объектінің белгілі бір сипаттамаларын немесе олардың өңдеу нәтижелерін пайдаланады.

Жасанды нейрожелілер барлық нейрондардың бір уақытта ақпаратты өңдей алу қабілетін, нейрондық желілердің үлкен ғылыми потенциалы мен кең қолданбалы мүмкіндіктерін айғақтайды. Осы қабілеттіліктің арқасында ақпаратты өңдеу процесі халықаралық байланыстардың санын арттыру есебінен мәселені шешуді айтарлықтай жеделдету мүмкіндігін арттырады.

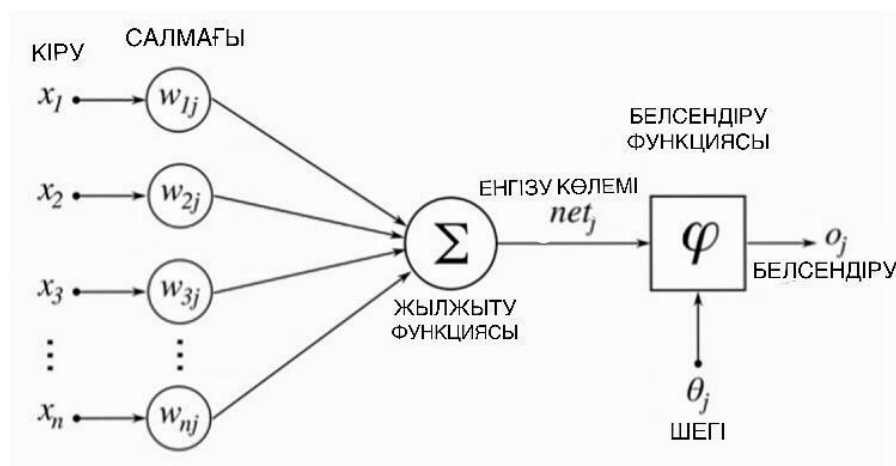
Нейрондық желілер классикалық сызықты әдістерді қолданғаннан гөрі деректерді жылдам және сапалы жіктеуге мүмкіндік беретін жүйелерге жатады. Медициналық диагностикалық жүйелерде жасанды нейрожелілер оның

сезімталдығын сақтай отырып, әдістің ерекшелігін арттырудың қосымша мүмкіндігін қамтамасыз етеді.

Жасанды нейрожелі-бұл математикалық модель, оның негізгі бөлігі үш басты элементтен тұратын жасанды нейрон болып табылады: өзінің салмағымен сипатталатын синапстар жиынтығы; нейронның тиісті синапстарына қатысты өлшенген кіріс сигналдарын қосатын сумматор және нейронның шығыс сигналының амплитудасын шектейтін белсендіру функцияларынан тұрады.

Әрбір нейрон қозғалған немесе тежелген болуы мүмкін ағымдағы жағдаймен сипатталады. Нейрон ақпаратты енгізудің тармақталған құрылымы (дендриттер), ядро және тармақталған шығу (аксон) бар. Жасушаның аксондары басқа ұяшықтардың дендриттерімен синапстардың көмегімен жалғанады. Іске қосу кезінде нейрон сигналды өз аксонына жібереді. Синапстар арқылы бұл сигнал басқа нейрондарға жетеді, ол өз кезегінде іске қосылады. Нейрон дендриттерден өзегіне келген сигналдардың жиынтық деңгейі белгілі бір деңгейден (іске қосу шегі) асып кеткен кезде іске қосылады. Әрбір нейрон кіріс векторының өлшемімен (дендрит санымен) және белсендіру функциясымен сипатталады.

Әрбір синапс синоптикалық байланыстың шамасымен немесе физикалық мәні бойынша электр өткізгіштігіне баламалы  $w_i$ -дің салмағымен сипатталады[1].



1.5-сурет. Нейрондардың құрылысы

Кіріс ақпараты-барлық кіріс деректерінің сомасы ( $x_1, \dots, x_n$ ) көбейту тиісті салмағы ( $w_{1j}, \dots, w_{nj}$ ):

$$\sum x_i * w_{ij}, \quad (1.1)$$

Нейронның шығысы оның күй функциясы:

$$y = f(s), \quad (1.2)$$



### 1.3.1 Электрокардиосигналды нейрожелілік талдау саласындағы қазіргі жай-күйі

Нейрондық желілер синтезінің міндеті нейрокомпьютерлік ғылымның жеке бағыты болып табылады[10]. Нейрожелі кез-келген күрделі "кіріс-шығыс" түрлендіруін орындай алады. Электрокардиосигнал талдауының нейрожелілік парадигмасы 6-суретте келтірілген.



1.6-сурет. Электрокардиосигналдың нейрожелілік талдау парадигмасы

Электрокардиосигналды талдау үшін нейрондық желілерді пайдалану кезінде келесі міндеттер туындайды: нейрожелінің архитектурасын таңдау, нейрожелінің класын таңдау және оқыту алгоритмін таңдау.

Жүректің жай-күйіне нейрондық талдау жасау кезінде, атап айтқанда, үздіксіз электрокардиограмма жазылып, алдын-ала өңделіп, бір кардиоциклдің дискретті оқылымы бар вектор түрінде ұсынылған, жүректің бір жағдайын сипаттайтын  $m$  - сілтемелік ақпараттық векторлары жасалынған, тіркелген, векторы талданған, көптеген фондық векторлары бар электрокардиограмма түрінде болады. Сәйкесінше, жүректің  $k$  күйіне нейрондық желілік талдау жүргізеді, мұндағы  $k$  – миокард инфарктісінің белгілі бір локализациясы. Жүректің  $k$  жағдайларының біріне қатысты нәтижені тұжырымдап, шешуші ережелерді ескере отырып, нейрожелілік талдау нәтижесіне негізделген қорытынды жасалынады.

Шешуші ережелерді құру жүректің күйлерін  $k$  топикалық диагностикасының тура және реципрок белгілерінің негізінде жүзеге асырылады. Тіркелген электрокардиосигнал векторының нейрожелілік талдауын орындау үшін әрбір бөліністегі  $k$  жүрек күйлерінің әрқайсысын

талдау үшін LVQ типті нейрондық желілердің  $K \cdot L$  ( $L$  – бөлініс саны) құрылысын жүзеге асырады[7]. Жүректің  $k$  күйлерінің біріне жататын нәтижені шығару белгілердің ең көп саны анықталған жүректің  $k$  күйін таңдау негізінде жүзеге асырылады.

Осы тәсілде диагностикалау үшін нейрожелілік талдаудың сезімталдығы мен ерекшелігі тиісінше 87% және 83% құрайтынын көрсетеді.



1.7-сурет. Электрокардиосигналды нейрожелілік талдау тәсілінің алгоритмі

## 2. Кардиоциклдың сегменттерін нейрожелілік талдау негізінде миокард инфарктісін диагностикалау

### 2.1 Миокард инфарктісін диагностикалау үшін электрокардиосигналды өңдеуді жетілдіруді

Жүрек-қан тамырлары ауруларының бақыланатын диагностикалық параметрлерінің едәуір кеңеюі, миокардтың (жүрек бұлшықетінің) жай-күйін және өзі өндіретін электр потенциалдарын графикалық тіркеу арқылы жүректің биоэлектрлік қызметін бағалау әдісін білдіретін, электрокардиосигналдың фазалық траекторияларына талдау жасауға мүмкіндік береді. Науқастың жүрек-қан тамыр жүйесінің жағдайы туралы қосымша құнды ақпарат электрокардиосигналдың өзгеруінде болады, оның бөлінуіне классикалық түрде электрокардиосигналды саралаумен қол жеткізіледі. Фазалық траекторияның талдауына негізделген әдістердің тиімділігі, ең алдымен, зерттеулерге сәйкес, миокардтың әртүрлі зақымданулары кезінде жолдың реттілігі, сондай-ақ деполяризация және миокард бойынша реполяризация толқынының таралу жылдамдығы өзгереді.

Электрокардиосигналдың дифференциалды қасиеттерін пайдаланудың негізгі мәселесі сыртқы ортаның өзгеруі салдарынан, сондай-ақ пациенттің белсенді қызметі нәтижесінде өзгертін сигналдардың тұрақсыздығымен байланысты [19]. Бұл ЭКС-ды талдау үшін Фурье-талдау немесе Вейвлет-түрлендіру әдістерін кеңінен қолдануда қиындықтар туғызады.

Электрокардиосигналды талдаудың альтернативті тәсілдері хаотикалық өзгерістерді қамтитын үлгілерде, оны статистикалық өңдеуде құрылады. Ағзаның физиологиялық жүйелеріндегі хаотикалық өзгеріс режимдерінің аппроксимациясы кезінде ең жақсы бейімделу есебінен электрокардиосигналды алдын-ала өңдеудегі статистикалық тәсіл қатаң мерзімдік жағдайға қарағанда олардың өмір сүру ортасына неғұрлым жақын.

Заманауи компьютерлік технологияның дамуы арқасында, электрокардиограмманы жүрек патологиясын диагностикалауда сапалы түрде жаңа деңгейге, бастапқы деректер үлгісіндегі ақпаратты бағалау арқылы талдауға болады. Алынған мәліметтерді бағалау үшін, форманың белгілі өрнегін қолдана отырып, стандартты ауытқумен байланысты  $\Delta_3$  энтропиялық потенциалын есептейміз:

$$\Delta_3 = K_3 \cdot \sigma, \quad (2.1)$$

Мұндағы,  $K_3$  – энтропия коэффициенті.

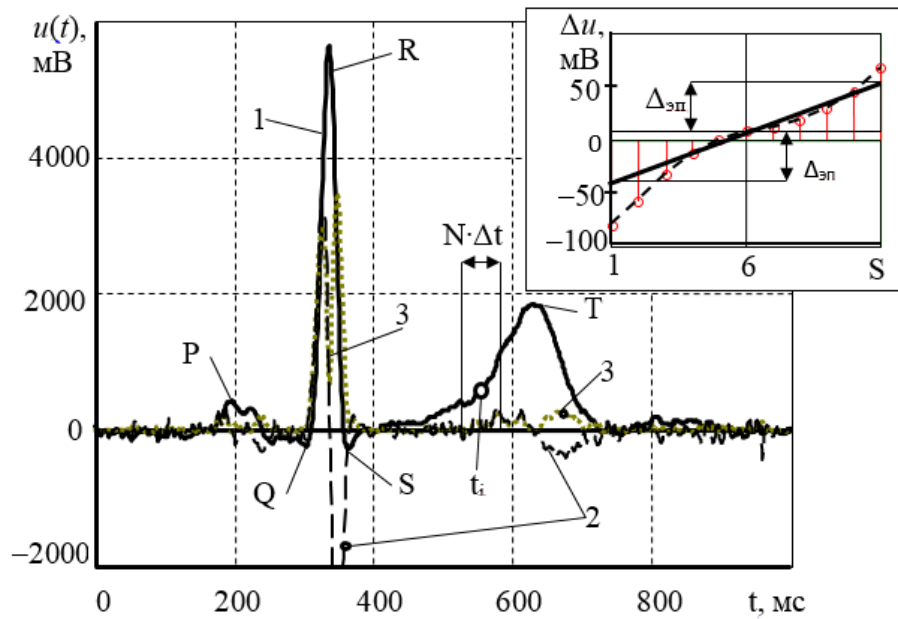
Электрокардиоциклді бақылаудың айтарлықтай жақсаруына бастапқы деректерді іріктеудің ақпараттық және статистикалық қасиеттерін бір мезгілде талдау есебінен қол жеткізуге болады [6]. Осы мақсаттар үшін форманың энтропия-параметрлік потенциалы қалыптасады:

$$\Delta_{\text{эн}} = 0,5 \sqrt{k \cdot (\sigma)^2 + (\Delta_3)^2}, \quad (2.2)$$

Мұндағы,  $k$  - қалыпты стандартты үлестіру коэффициенті.

## 2.2 Электрокардиосигналдың фазалық траекториясын құру

Фазалық кеңістіктегі ЭКГ-ны талдау әдісінің негізгі идеясы ЭКС-дың алғашқы туындысынан есептелген, электрокардиосигнал кернеуінің  $u(t)$  функциясы мен уақыттың өзгеру жылдамдығы арасындағы графикалық тәуелділік түрінде ЭКС-дың фазалық траекториясын  $du(t)/dt$  құру болып табылады[5].



2.1-сурет. Типтік кардиоцикл

Электрокардиосигнал кернеуінің өзгеру жылдамдығын екі көршілес мән бойынша бағалау, әсер ететін фактордың әсерінен үлкен сезімталдыққа ие. Бөгеуілдің әсерін төмендету үшін электрокардиосигналдың өзгеру жылдамдығына бақылау жүргізу қажет, ол бірнеше мәндерден тұратын интервалдағы  $t$  уақытының ағымдағы мәніне жақын, бөлінген  $N$  нәтижелердің іріктемелік бағалауы бойынша жүргізіледі.

Электрокардиосигналдың өзгеру жылдамдығын анықтау, іріктеме мәндері үшін есептелген  $\sigma_i$  екі еселенген орташа квадраттық ауытқуының олардың орташа мәнінен  $\Delta\tau$  уақыт интервалына қатынасы арқылы қолданылады[5]:

$$\left| \frac{\Delta u_i}{\Delta t} \right| = \frac{2 \cdot \sigma_i}{\Delta \tau} = \frac{2}{\Delta \tau} \sqrt{\frac{1}{N \cdot (N-1)} \cdot \sum_{j=1}^N (u_{i-N/2+j} - u_{cp})^2}, \quad (2.3)$$

Ағымдағы уақыттың  $i$  моментіне жақын  $N$  мәні үлгісінің ақпараттық мазмұнын ескеру үшін келесі формуланы қолдана отырып энтропия потенциалын  $t_i$  есептеуге болады:

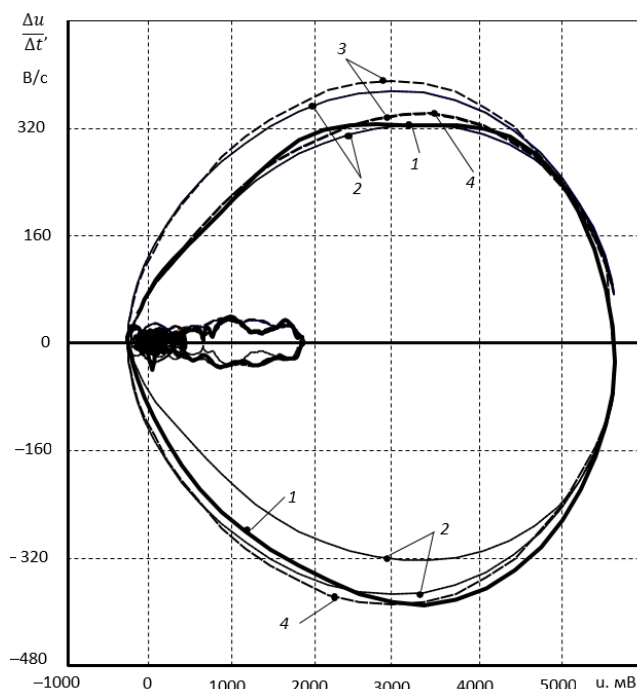
$$\Delta_{\Delta i} = \frac{1}{2} \Delta u_{\Gamma i} \cdot N \cdot \exp\left(-\frac{1}{N} \sum_{s=1}^m n_{s i} \cdot \ln(n_{s i})\right), \quad (2.4)$$

мұндағы  $m$  - мәліметтерді топтауға арналған интервалдар саны ( $m = \sqrt{N}$ );  $n_{s i}$  - уақыт бойынша  $i$  нүктеге мәліметтерді топтастырудың  $s$ -интервалына түсетін нәтижелер саны;  $\Delta u_{\Gamma i}$  - нәтижелерді топтайтын интервалдың ені.

Энтропия потенциалы берілген үлгі үшін орташа квадраттық ауытқуға пропорционалды екенін ескере отырып, бұл мәнді  $i$  жүрек сигналының өзгеру жылдамдығының модулін есептеу үшін де қолдануға болады:

$$\left| \frac{\Delta u_i}{\Delta t} \right| = \frac{2 \cdot \sigma_i}{\Delta \tau} = \frac{2 \cdot \Delta_{\Delta i}}{K_3 \cdot \Delta \tau}, \quad (2.5)$$

Мұндағы,  $K_3$  - энтропия потенциалының стандартты ауытқуға қатынасына тең коэффициент.



2.2-сурет. Типтік кардиоциклдің фазалық траекториясы

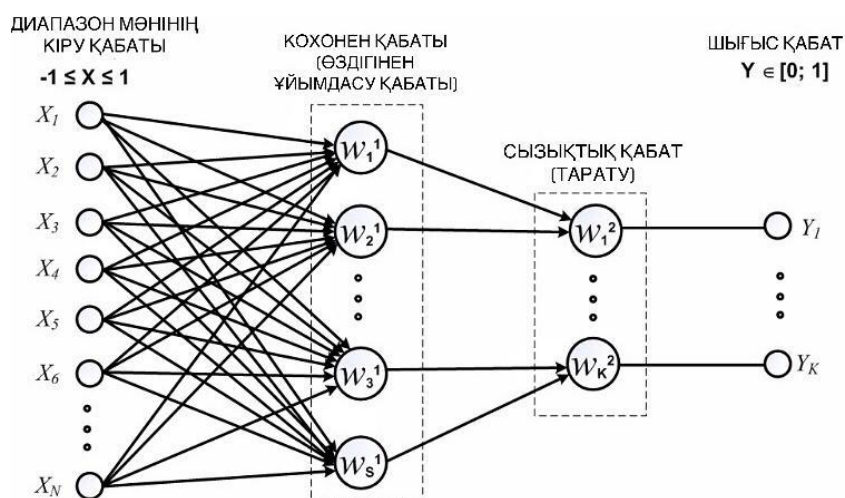
2.3 Миокард инфарктісін диагностикалау үшін электрокардиосигналды нейрожелілік талдау тәсілін зерттеу

Жоғарыда айтылғандай, миокард инфарктісін анықтау үшін, 6 негізгі белгілерге сәйкес диагноз қойылған. Әр белгі белгілі бір сегментте пайда болады. Бұл тәсіл амплитуда-уақыттық талдауда жүзеге асырылады.

ЭКГ-ның ақпараттық параметрлерін анықтау электрокардиосигналда өсу, кему, тұрақтылық интервалдарын анықтау, сыну нүктелерін бекіту, осы нүктелердегі амплитуданың мәндерін анықтау және белгіленген аралықтардың ұзақтығын анықтау болып табылады. Анықталған амплитуда-уақытты

ақпараттық параметрлер үшін, оларды электрокардиосигналдармен амплитуда-уақыттық саладағы миокард инфарктінің белгілерімен салыстыру жүзеге асырылады. Электрокардиосигналды миокард инфаркты белгілерінің болуына амплитуда-уақыттық талдау нәтижелері бойынша жүректің жай-күйін бағалау жүзеге асырылады. Бұл ретте салыстыру нәтижелері нақтыланады және жүрек жағдайына бағалау беріледі.

Бұл тәсілдің идеясы ұсынылған нейрондық жүйені талдау әдістемесінің негізін құрады, яғни 12 стандартты сымдардың әрқайсысының миокард инфарктісінің белгісі үшін, берілген ЭКГ толқынында миокард инфарктісінің белгілерін анықтауға бағытталған нейрондық желі құрылады[9]. Зерттеу тәсілдері үшін LVQ нейрожелісін қолданамыз.



2.3-сурет. Миокард инфарктісін диагностикалауға арналған LVQ нейрожелісінің схемасы

LVQ нейрондық желісінің шығу сигналының мәні келесі формула бойынша анықталады:

$$Y_k = F_{lin} \left( \sum_{j=1}^S w_{jk}^2 \cdot F_{compet} \left( \sqrt{\sum_{i=1}^N (x_i - w_{im}^1)^2} \right)_j \right), \quad (2.6)$$

Мұндағы,  $x_i$  –  $i$ -ші кіру векторының элементі;

$w_{im}^1$  – бәсекелес қабаттың  $m$ -ші нейрожелі салмағының векторының  $i$  элементі;

$w_{jk}^2$  – сызықтық қабаттың  $k$ -шы нейрожелі салмағының векторының  $j$  элементі;

$F_{compet}$  – жеңімпаз-нейронды анықтайтын бәсекелес қабаттың беру функциясы;

$Flin$ - тарату қабатының нейрондарын активтендірудің сызықтық функциясы;

$N$  – нейрожелінің кіріс векторының өлшемі;

$S$  – бәсекелес қабаттағы нейрондар саны;

$Y_k$  –  $k$ -шы нейрожелінің шығу мәні.

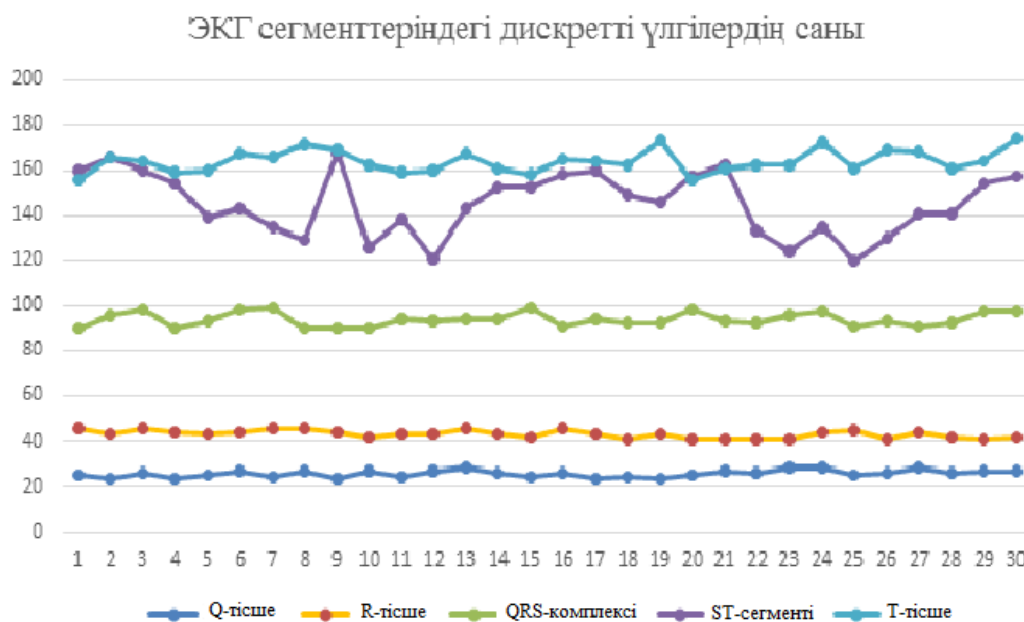
Жобалау сатысында сенімділіктің мұндай есебін жүргізу, дұрыс болжамдар жасау және жүрек сигналын нейрондық желі құрылымына оңтайлы етіп таңдау үшін жүргізіледі. Электрокардиограмманың нейрондық желілік анализіндегі сенімділік теориясы тұрғысынан, ауру адамда аурудың болуын анықтау ықтималдығының артуы – сезімталды-функционалдық қайталанудан тұрады, яғни миокард инфарктісінің әртүрлі диагностикалық белгілерін бір уақытта талдау кезінде туындайды. Одан әрі, жүрек циклінің жекелеген элементтеріндегі миокард инфарктісінің тікелей және өзара белгілерін талдау негізінде шешім қабылданады және жүректің жай-күйі туралы қорытынды шығарылады.

#### 2.4 Электрокардиосигнал сегментіндегі дискретті есептеу саны

Электрокардиосигнал сегменттерін талдау жағдайында бірінші, жоспарға сегментті көрсету сапасы бұрмалаусыз шығады. Талданатын деректердің ерекшелігін ескере отырып, әрбір сегмент үшін оның пішінін көрсететін тиісті кіріс саны қажет екені анық. Ол үшін өзін-өзі ұйымдастыратын қабаты бар, Кохоненнің нейрожелісін қолданамыз.

Өзін-өзі ұйымдастыратын қабаты бар нейрожелінің артықшылығы кез келген кіріс кезінде оқу процесін аяқтаудың кепілді мүмкіндігі болып табылады. Электрокардиосигналды дискреттеу жиілігі бойынша, заманауи цифрлық электрокардиографқа қойылатын талаптар қазіргі уақытта – 500 Гц құрайды[2].

Зерттеу барысында әрбір талданатын сегменттер үшін дискретті санаудың орташа мәні анықталды. 30 түрлі электрокардиосигнал талданды. Әрбір сегменттегі есептеу саны туралы деректер 9-суретте келтірілген.



2.4-сурет. Электрокардиосигнал сегментіндегі дискретті есептеу саны

Осылайша, электрокардиосигналдың әрбір сегментіндегі дискретті есептеу санының орташа мәні алынды:

- Q-тісше– 25;
- R-тісше-43;
- QRS-кешені-93;
- ST-сегмент-145;
- T-тісше-163.

Дискретті санаулардың деректері кіріс векторларының өлшемділігі ретінде қолданылды.

LVQ нейрожелісі құрылымының ерекшеліктеріне сәйкес, шығу саны электрокардиосигнал кластарының диагностикаланатын нейрожелісінің санына сәйкес келуі тиіс. LVQ нейрожелісіне зерттеу жүргізу үшін 2 сынып таңдап алынды: "сау" адамның ЭКГ-сы және "науқас" адамның ЭКГ-сы[22]. Осыған байланысты, зерттелетін нейрожелілер үшін үш шығу таңдалынды.



### 3. Электрокардиосигналды нейрожелі арқылы миокард инфарктісін диагностикалау әдістемесін әзірлеу

#### 3.1 MATLAB ортасында нейрожелілік талдау арқылы миокард инфарктісін диагностикалау

Диагностикалау үшін белгілі электрокардиосигналды өңдеу әдісі пациенттің жүрегінің ЭКГ-сын; үш стандартты, үш күшейтілген және алты кеудеге орналастырылған электродтар арқылы автоматты түрде түсіреді, оны тіркейді, цифрлейді. Кардиоциклды бөлуді және біріктірілген талдауды қамтитын миокард инфарктісін, барлық электрокардиосигналдың толқынын түсіру, талдау кезінде миокард инфарктінің белгілерін ЭКГ-да анықтауды; амплитуда-уақыттық, жиілік-уақыттық және амплитуда-фазалық түрде электрокардиосигналды талдау нәтижелері бойынша, сондай-ақ, контурлық талдау және нейрожелілік талдау нәтижелері бойынша жүрек жағдайын бағалауды жүзеге асырады. Бұл ретте электрокардиосигналды нейрожелілік талдау әдісі, нейрондарды құру жолымен жүзеге асырылады. Әрбір бөліктегі электрокардиосигналды талдауға және нейрожелілік талдау үшін шешуші ережелерді құруға арналған желілер бар. Бұл ретте нейрондық желінің шығу қабатындағы нейрондар саны диагностикаланатын миокард инфарктерінің санына тең[3].

Компьютерлік математиканың қарқынды дамып келе жатқан жүйелерінің ішінде, бірінші кезекте сандық есептерге бағдарланған MATLAB матрицалық математикалық жүйесі ерекше атап айтылады. MATLAB-тың тиімділігі, ең алдымен, оның параллель есептеулердің бағдарламалық эмуляциясымен, матрицалық есептеулерге бағытталуымен және циклдерді тапсырманың оңайлатылған құралдарымен байланысты.

MATLAB-та көп өлшемді массивтермен, үлкен және кесілген матрицалармен және мәліметтердің көптеген түрлерімен жұмыс істеу құралдары сәтті іске асырылады.

MATLAB бағдарламалық пакетін пайдалану бірден 3 мәселені шешуге мүмкіндік берді[16]:

1. LVQ-нейрондық желілерді іске асыру;
2. Үлкен көлемді деректерді өңдеу;
3. Шешім қабылдаудың логикалық блогын іске асыру.

##### 3.1.1 Кохоненнің нейрондық желісі

Кохоненнің нейрондық желілері-жіктеудің әр түрлі міндеттерін шешу үшін пайдаланылатын және олардан туындайтын нейрондық желілердің жеке классы.

Кохоненнің нейрондық желілерін классификация есептерінде қолдану үшін кейбір рәсімдеулер қажет. Жіктелуі керек әрбір нысан нейрондық желі кіретін вектор түрінде ұсынылған. Кіріс қабатындағы нейрондар саны осы кіріс

векторының компоненттерінің санына байланысты анықталады. Шығу саны сыныптар санына байланысты анықталады, яғни егер тек  $M$  кластары болса, онда шығатын қабаттағы нейрондардың саны да  $M$  болады. Осылайша, шығыс қабатындағы әрбір нейрон өз класы үшін «жауапты» болады. Нейрондардың шығыс қабатында алатын мәндері Кохонен нейрондық желісіне сәйкес кірістегі жіктелген нысанның векторының осы немесе басқа классқа қаншалықты жақын екендігін көрсетеді. Нысан белгілі бір сыныпқа тиесілі болатынына байланысты «сенімділік» соғұрлым сәйкес сыныптың нейронына көбірек маңыз береді. Кейде олар арнайы нейрондардан шығатын қосындыларды арнайы активтендіру функциясын қолданады. Бұл жағдайда әр шығыс объектінің осы сыныпқа жататындығынан деп түсіндірілуі мүмкін[18].

Айта кету керек, Кохоненнің нейрондық желісін іске асыру "жеңімпаз бәрін таңдайды" деп аталады. Бұл жағдайда шығу қабатының әрбір нейрон мәні нөл немесе бірлік болуы мүмкін. Бұл ретте бір кіріс векторы үшін бір бірлікке тең және шығу қабатының тек бір нейронына тең болуы мүмкін, яғни бір объект бірден екі сыныпқа жатқызылмайды.

Мысалы, кіріс қабатының бірінші нейроны салмағы  $w_{A1-Bk}$  Кохоненнің бірінші нейронымен қосылған[8]. Кохонен қабатының нейрондары келіп түсетін мәндерді жинап, оларды шығу қабатының  $c$  нейрондарына береді: Кохонен қабатының бір нейроны-шығу қабатының бір нейроны.

$$OUT_K = W_{A1-Bk} \cdot X_1 + W_{A2-Bk} \cdot X_2 + W_{A3-Bk} \cdot X_3, \quad (3.1)$$

Немесе:

$$OUT_K = \sum_{n=1...3} W_{An-Bk} \cdot X_n, \quad (3.2)$$

Мұндағы,  $OUT_K$  – бұл Кохонен қабатының нейронның шығысы;

$x_{1...3}$  –  $x$  кіріс векторының сигналы.

Әдетте, нейрондық желінің шығуында кейбір интерпретатор: Кохонен қабатының нейрондары  $OUT_K$  сигналдарын генерациялайды, интерпретатор ең жоғары сигналды таңдайды және жіктелетін объектіні жатқызуға болатын  $M$  класының нөмірін береді.

Кохоненнің классикалық алгоритмінде желі кеңістікте белгілі бір позицияларды нейрондарға қосу және оларды тұрақты негізде көршілермен байланыстыру жолымен басталады. Жеңімпазды таңдау кезінде оның салмағы ғана емес, сондай-ақ жақын маңдағы көршілерінің салмағы да анықталады. Осылайша, нейрон-жеңімпаз көршілерімен бірге бейімделуге ұшырайды. Кохоненнің классикалық алгоритмінде  $G(i, x)$  көршілес функциясы[18]:

$$G(i, x) = \begin{cases} 1, & i = w \text{ үшін,} \\ 0, & i \neq w \text{ үшін.} \end{cases} \quad (3.3)$$

Бұл мәнде көршілестік функциясы эвклидтық қашықтық арқылы жеңімпаз нейрон таразысының векторлары мен  $i$ -ші нейрон таразысының векторлары арасында анықталады.

1 коэффициенті көршілес деңгей рөлінде болады, оның мәні оқыту процесінде нөлге дейін азаяды. Бұл түрдің көпшілігі тікбұрышты деп аталады.

### 3.1.2 Электрокардиосигналды нейрожелілік талдау

Жүректің жай-күйін бақылаудың белгілі тәсілінің келтірілген сипаттамасынан нейрожелілік талдау нәтижесінде тіркелген электрокардиосигналдың  $N$ -өлшемдік векторын  $m$   $n$ -анықтамалық ақпараттың өлшемдік векторларымен салыстыру жүзеге асырылады. Содан кейін, тіркелген электрокардиосигналдың  $N$ -өлшемдік векторының анықтамалық ақпараттың  $M$   $n$ -өлшемдік векторларынан айырмашылығы анықталады және жинақталады. Алынған айырмашылық сомасы шекті мәнмен салыстырылады және тіркелген электрокардиосигналдың жүрек жағдайына тиістілігі анықталады, ол  $m$   $n$ -анықтамалық ақпараттың өлшемдік векторларын сипаттайды [17].

Электрокардиосигналды Кохоненнің нейрожелісі арқылы зерттеп көрейік. Сонымен, зерттеуді бастау үшін мына әрекеттерді қарастырайық:

- $k$  жүрек күйлері үшін оқыту үлгісін қалыптастыру, әрбір  $k$  жүрек күйі үшін электрокардиосигналдың "өз" деректер базасын қалыптастыру;

- тәжірибелі дәрігер кардиолог тіркеген электрокардиосигналға талдау жүргізу және талдау нәтижелері бойынша тіркелген ЭКС-ды жүрек күйлерінің біріне жатқызу;

- электрокардиосигналдың "өз" деректер базасының әрбір  $k$  жүрек күйлері үшін қалыптасқан статистикасын өңдеу. Бұл үшін:

1. жүректің бір жай-күйінің электрокардиосигналының саны 50-ден кем болмауы тиіс;

2. жүректің бір күйіндегі электрокардиосигналдың саны екі бірдей үлгіге бөлінеді;

3. қарастырылатын іріктемелердің бір бас жиынтыққа жататындығы туралы нөлдік гипотеза ұсынылады;

4.  $t$ -критерий параметрлері есептеледі;

5.  $t_{факт} > t_{табл}$  шартымен корреляция коэффициенті маңызды деп танылады және қаралатын іріктемелердің бір бас жиынтыққа жататындығы туралы нөлдік гипотеза қабылданады.

- жүректің бір күйіндегі электрокардиосигналдың санын 4:1 қатынасында екі бөлікке (оқыту және бақылау) бөлу;

- жүректің бір жай-күйінің электрокардиосигналының оқыту бөлігін 3:1 қатынасында екі құрамдас бөлікке бөлу;

- $k$  нейрожелілерін оқытуды тексеру үшін бақыланып отырған электрокардиосигналды пайдалану.

LvQ нейрожелісінің құрылымы базалық болып табылады, оның параметрлері электрокардиосигналды талдау үшін бейімделеді [15].

Осы орайда, кіріс деректерін талдау кезінде эвклидтің жиынтық өлшемі азайтылуы тиіс:

$$D = \sum_h \sum_i (x_i^h - w_i^{c(h)})^2 = \sum_h [(x^h, x^h) - 2(x^h, w^{c(h)}) + (w^{c(h)}, w^{c(h)})], \quad (3.4)$$

Мұндағы,  $h$  - кіріс векторының нөмірі,  $c(h)$  -  $x^h$  векторына сәйкес келетін ауру класы.

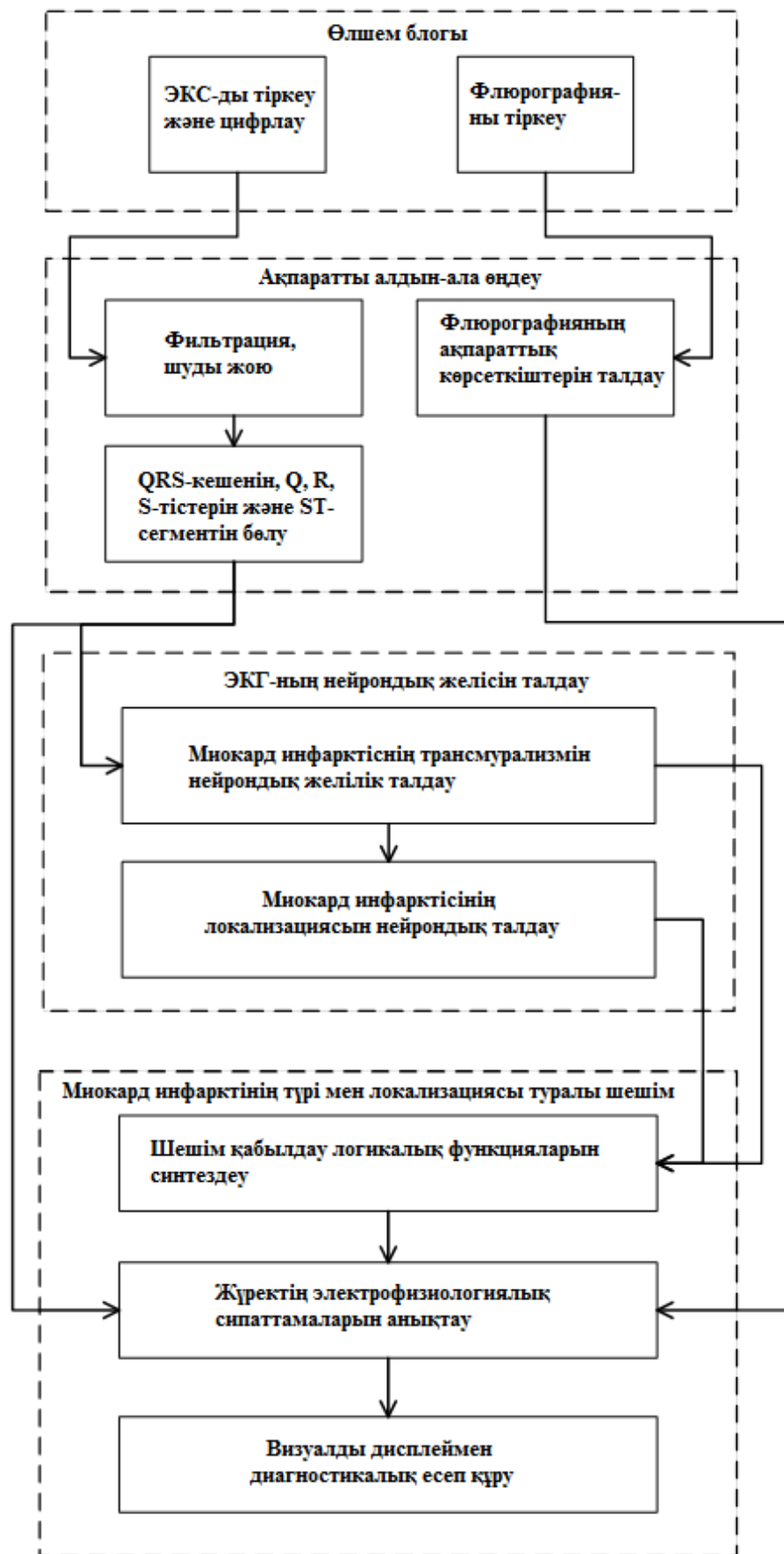
$N_{coh}$  Кохонен қабатындағы нейрондардың саны кіріс деректерін бөлу болжанатын кластерлер санына сәйкес келеді. Осы мәнді анықтау үшін келесі формула қолданылады:

$$N_{coh} = \alpha \cdot N_{out}, \quad (3.5)$$

Мұндағы,  $\alpha$ - аурулардың бір сыныбына келетін кластерлер саны. Зерттеу нәтижесінде,  $\alpha = 5$ , сондықтан  $N_{coh} = 45$ [21].

Әрбір нейрондық желінің шығыс векторы бір кодталған мәнді білдіреді, 1 - ауруға сәйкес келетін  $k$ -жай - күйіне тиістілігі туралы желінің оң жауабы, 0-дені сау класына тиістілігі.

Формальды диагноздарға байланып қалмай, нақты бөліністе пайда болған белгіге сәйкес миокард инфарктісінің орналасуы мен түрін көрсете отырып, диагноз қою мүмкіндігін кеңейту қажет. Жоғарыда айтылғанды ескере отырып, 11-суретте көрсетілген миокард инфарктінің диагностикалау үшін электрокардиосигналды нейрожелілік талдауға тәсіл әзірленді.



3.1-сурет. Миокард инфарктісін диагностикалау үшін электрокардиосигналды өңдеуге ұсынылған тәсіл

### 3.2 Зерттеу әдісін талдау

Нейрондық желілердің шығуларын талдау үшін шешуші ережелерді құру миокард инфарктісінің әрбір орналасуы кезінде ауытқулар барлық толқындарда болмайды[11].

3.1-кесте. Әртүрлі орналасқан миокард инфаркты белгілерінің болуы және болмауы

Миокард инфарктісінің орналасуы	ЭКГ толқындарындағы ауытқулар											
	I	II	III	aVR	aVF	aVL	V1	V2	V3	V4	V5	V6
Алдыңғы және алдыңғы қоршау	-	-	+	-	+	-	+	+	+	+	-	-
Алдыңғы базальді	-	-	+	-	+	+	+	+	-	-	-	-
Алдыңғы кең таралған	+	+	+	-	+	+	+	+	+	+	+	+
Бүйірлік	+	+	-	+	-	+	+	+	-	-	+	+
Бүйірлік базальді	-	-	+	-	-	+	+	+	-	-	-	-
Артқы диафрагмалы (төменгі)	+	+	+	-	+	+	-	+	+	+	+	-
Циркулярлық	-	+	+	+	+	-	+	+	+	+	+	+
Артқыбазальді	-	-	-	-	-	-	+	+	+	-	-	-

Әрбір нейрожеліден шығатын деректерді талдау үшін логикалық блоктар қолданылады. Жүректің әрбір күйі үшін бір логикалық блок қолданылады. Блок кіреберісіне 3.1-кестеге сәйкес миокард инфарктінің бар-жоғы туралы "белгі беретін" бөліністердің нейрожелілік талдау нәтижесінде алынған деректер және миокард инфарктісінің бар-жоғы туралы "белгі беретін" емес, яғни сау электрокардиосигналға сәйкес келетін толқындарға нейрожелілік талдау нәтижесінде алынған деректер түседі.

3.1-кестеге сәйкес сегіз диагноз үшін шешуші ережелер құрылған:

1) Алдыңғы және алдыңғы қоршау миокард инфарктісі:

$$F_1 = \bar{I} \& \bar{II} \& III \& \overline{aVR} \& aVF \& \overline{aVL} \& V1 \& V2 \& V3 \& V4 \& \overline{V5} \& \overline{V6},$$

2) Алдыңғы базальді миокард инфарктісі:

$$F_2 = \bar{I} \& \bar{II} \& III \& \overline{aVR} \& aVF \& aVL \& V1 \& V2 \& \bar{V3} \& \bar{V4} \& \bar{V5} \& \bar{V6},$$

3) Алдыңғы кең таралған миокард инфарктісі:

$$F_3 = I \& II \& III \& \overline{aVR} \& aVF \& aVL \& V1 \& V2 \& V3 \& V4 \& V5 \& V6,$$

4) Бүйірлік миокард инфарктісі:

$$F_4 = I \& II \& \bar{III} \& aVR \& \overline{aVF} \& aVL \& V1 \& V2 \& \bar{V3} \& \bar{V4} \& V5 \& V6,$$

5) Бүйірлік базальді миокард инфарктісі:

$$F_5 = \bar{I} \& \bar{II} \& III \& \overline{aVR} \& \overline{aVF} \& aVL \& V1 \& V2 \& \bar{V3} \& \bar{V4} \& \bar{V5} \& \bar{V6},$$

6) Артқы диафрагмалы (төменгі):

$$F_6 = I \& II \& III \& \overline{aVR} \& aVF \& aVL \& \bar{V1} \& V2 \& V3 \& V4 \& V5 \& \bar{V6},$$

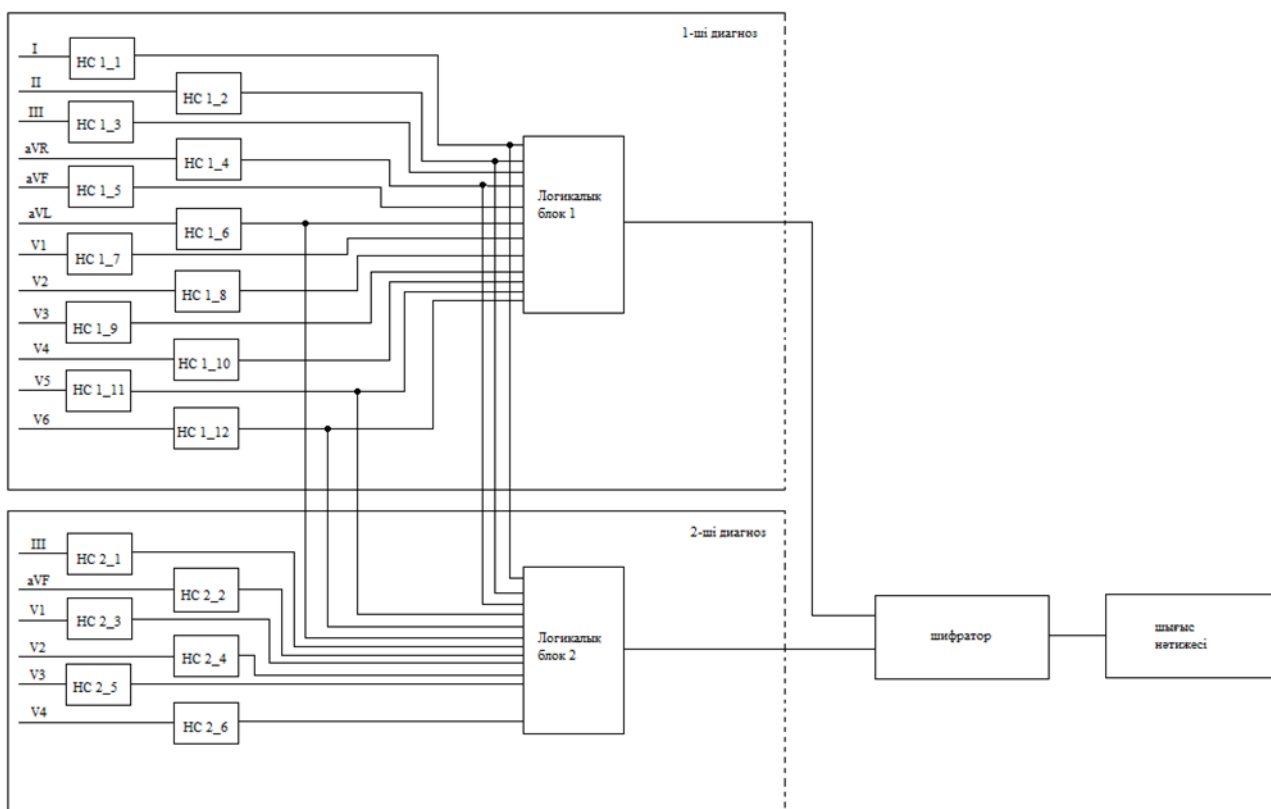
7) Циркулярлық миокард инфарктісі:

$$F_7 = \bar{I} \& II \& III \& aVR \& aVF \& \overline{aVL} \& V1 \& V2 \& V3 \& V4 \& V5 \& V6,$$

8) Нейрожелілерінің миокардтың артқы базальды инфарктісі:

$$F_8 = \bar{I} \& \bar{II} \& \bar{III} \& \overline{aVR} \& \overline{aVF} \& \overline{aVL} \& V1 \& V2 \& V3 \& \bar{V4} \& \bar{V5} \& \bar{V6},$$

Мұндағы,  $\bar{I}, \bar{II}, \bar{III}, \overline{aVR}, \overline{aVF}, \overline{aVL}, \bar{V1}, \bar{V2}, \bar{V3}, \bar{V4}, \bar{V5}, \bar{V6}$  - сау электрокардиосигналды анықтайтын шығу мәліметтері.



3.2-сурет. Әрбір нейрожеліден шығу деректерін талдау үшін логикалық блоктар қолданылу сызбасы

Нейрондық желілердің шығуын талдау (1...k). Бұл кезеңде шешуші ережелер негізінде (15÷22) пациенттің жүрек күйі туралы шешім қабылданады. Осы кезеңнің жүзеге асырылуының бірі 12-суретте келтірілген, онда Matlab ортасында іске асыруға болатын жүректің бес күйі үшін электрокардиосигналдың нейрожелілік талдауының сызбасы әзірленді. Басты шифратордың көмегімен  $k$  нейрондық желілермен электрокардиосигналды талдау нәтижесінде, алынған жеке шешімдердің бірін таңдау жүзеге асырылады. Басты шифратордың шығысында оң кіріс сигналы келіп түсетін кіріс желісі нөмірінің коды қалыптасады (электрокардиосигналды талдауға қатысатын  $k$  нейрондық желілердің бірінен шығатын логикалық бірліктің сигналы). Бірнеше кіріс сигналдары бір мезгілде келіп түскен кезде ең үлкен нөмірлі кіріске сәйкес келетін шығыс коды қалыптасады, яғни үлкен кіріс, кішілер алдында басымдыққа ие. Сондықтан шифратор басты блок болып саналады.

Осы кезеңдегі орындалған жұмыстың нәтижесі талданып отырған электрокардиосигналға жатқызылған пациенттің жүрек жағдайы туралы диагностикалық қорытындының нөмірі болып табылады. Содан кейін алынған нөмірге пациенттің жүрек күйі туралы диагностикалық қорытындының ауызша сипаттамасы беріледі, ол пайдаланушыға хабарланады. Содан кейін пациент жүрегінің жай-күйі туралы диагностикалық қорытынды шығарылып және экрандық формасы көрсетіледі.



## ҚОРЫТЫНДЫ

Жасанды нейрондық желілер негізінде сигналдарды өңдеу әдістері қазіргі уақытта клиникалық практикада кеңінен қолданылады. Бұл әдістер ЭКГ нысандарын жіктеудің басқа белгілі әдістеріне қарағанда неғұрлым тез дамып келеді және ең жақсы нәтижелер көрсетеді.

Бұл жұмыстың мақсаты жасанды нейрондық желілерді қолдану арқылы дайын ЭКГ формаларын жіктеп, дәлдігі жоғары зерттеу әдісін зерттеп, әзірлеу болып табылады.

Зерттеу барысында алгоритм құрылды, және оны жүзеге асыру үшін Matlab бағдарламалық ортасы қолданылады. Біріншіден, ЭКГ-сигналдарды алдын ала өңдеу, сондай-ақ алдын ала құрылған нейрондық желілерді пайдалана отырып, QRS-кешендердің нысандарын тікелей жіктеу жүргізіледі. Ол үшін Кохоненнің нейрондық желілері қолданылады.

Осы жұмыстың нәтижесінде біз Matlab Simulink ортасында, блоктарды қолданып, нәтиже алу үшін дайын ЭКГ жазбаларын пайдаландық. Бұл көрсеткіш басқа медициналық аспаптармен салыстырғанда жоғары нәтиже көрсетеді. Болашақта жоба классификацияның жоғары дәлдігін алу үшін тағы да терең зерттеулер жүргізуге болады.

Алынған нәтижелер әзірленген әдістемелерді жаңа буынның отандық диагностикалық аппаратурасын жасау үшін негіз ретінде пайдаланудың артықшылықтарын айқындау мүмкіндігін көрсетеді. Қызмет көрсетудің үлкен функционалдығы мен қарапайымдылығына ие бұл жұмыс, сонымен қатар электрокардиосигналды клиникаға дейінгі талдау мүмкіндігін, жүректің клиникалық тексеру деңгейіне жақын нәтиже алуға мүмкіндік береді.

## ПАЙДАЛАНЫЛҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ

- 1 Осовский С. Нейронные сети для обработки информации / пер. с польского И.Д. Рудинского. – М.: Финансы и статистика, 2002.
- 2 Спэк М., Барр Р. Анатомия сердца с электрофизиологической точки зрения: в кн.: Теоретические основы электрокардиологии: пер. с англ. – М.: Медицина, 1979.
- 3 Бодин О.Н., Логинов Д.С. Адаптация структуры нейронной сети LVQ для анализа электрокардиосигнала // Нейрокомпьютеры: разработка, применение, 2008, №5-6, 88-92 с.
- 4 Kavitha, K., Ramakrishnan, K., Singh, M.: Modeling and design of evolutionary neural network for heart disease detection. Int. J. Comput. Sci. Issues 7(5), 272–283 (2010).
- 5 Пат. 2410023 Российская Федерация. Способ выделения QRS-комплекса электрокардиосигнала / О.Н. Бодин, Л.Ю. Кривоногов, Ф.К. Рахматуллов, Д.С. Логинов, О.А. Зайцева. – № 2009116480/14 ; заявл. 29.04.2009 ; опубл. 27.01.2011, Бюл. № 3.
- 6 Рябчиков, Р. В. Статические методы построения фазовой траектории электрокардиосигнала/ Р.В. Рябчиков, В. Г. Полосин, О. Н. Бодин, С. А. Балахонова// Фундаментальные исследования. – 2014.– №9
- 7 Логинов Д.С. Способы и средства компьютерной обработки электрокардиосигнала для диагностики инфаркта миокарда. Дис. канд. техн. наук: 05.11.17. – Пенза., 2011.
- 8 Kohonen, T., Self-Organizing Maps, Second Edition, Berlin: Springer - Verlag, 1997.
- 9 Бодин О.Н., Логинов Д.С., Митрохина Н.Ю. Совершенствование ЭКГ анализа при определении электрической активности сердца / // Медицинская техника. – 2008. – № 3. – С. 23–26.
- 10 Р.В.Рябчиков, Совершенствование методик и средств обработки кардиографической информации для диагностики инфаркта миокарда (2014).
- 11 Г.Е.Ройтберг, А.В.Струтынский. Внутренние болезни. Сердечно-сосудистая система. - М.: Бином-пресс, 2007. - 856 с.
- 12 Н. Бодин, Д.С. Логинов, О.А. Зайцева, А.Е. Моисеев, Пат. 2383295 Российская Федерация. Способ обработки электрокардиосигнала для диагностики инфаркта миокарда /– № 2008135937/14 ; заявл. 08.09.2008 ; опубл. 10.03.2010, Бюл. № 7.
- 13 Ю.И. Зудбинов, Азбука ЭКГ и боли в сердце. – изд. 4-е, испр. и доп. – Ростов н/Д: Феникс, 2003. – 240с.
- 14 Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. – М.: Медицина, 1984. – 528с.
- 15 СТО МОСЗ 91500.16.0003-2004 «Информационные системы в здравоохранении. Общие требования к форматам обмена информацией».
- 16 Вычислительная система Matlab. – URL: <http://www.mathworks.com/>.

17 Пат. 2461877 РФ Способ нейросетевого анализа состояния сердца/ О. Н. Бодин, Н. А. Волкова, Д. С. Логинов, Р. В. Рябчиков, В. А. Фунтиков // Официальный бюллетень «Изобретения. Полезные модели». 2012, №26.

18 Осовский С. Нейронные сети для обработки информации / Пер. с польского И.Д.Рудинского. - М.: Финансы и статистика, 2002.

19 Пат. 2383295 Российская Ф Способ обработки электрокардиосигнала для диагностики инфаркта миокарда / О.Н. Бодин, Д.С. Логинов, О.А.Зайцева, А.Е. Моисеев. – № 2008135937/14; заявл. 08.09.2008; опубл. 10.03.2010, Бюл. № 7.

20 Волчихин В.И., Бодин О.Н., Логинов Д.С. Особенности обучения нейронной сети *LVQ* для анализа электрокардиосигнала / // Информационно-измерительная техника : межвуз. сб. науч. тр. / под ред. проф. Е.А. Ломтева. – Пенза : Изд-во ПГУ, 2011. – С. 123–135.

21 Анализ сигнал-усредненной ЭКГ (по данным вейвлет-преобразования) у здоровых и больных ИБС / С.А. Бойцов [и др.]. – URL: <http://incart.spb.ru/vestnic/n23/boytcov.htm>.

22 ECGSIM. – URL: <http://www.ecgsim.org/>.