

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫНЫҢ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ



SATBAYEV
UNIVERSITY

Ә. Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік автоматтандыру және цифрлау институты

«Роботтытехника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

Саримова Бибинур Талгатовна

«Электрокардиосигналды шуылға қарсы өңдеу әдістерін зерттеу және
салыстырмалы талдау»

ДИПЛОМДЫҚ ЖҰМЫС

5B071600 – Аспап жасау мамандығы

Алматы 2020



SATBAYEV
UNIVERSITY

Ә. Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік автоматтандыру 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: «Электрокардиосигналды шуылға қарсы өңдеу әдістерін зерттеу және салыстырмалы талдау»

5B071600 – Аспап жасау мамандығы бойынша

Орындады

Саримова Бибинур

Ғылыми жетекшісі
тех.ғылым кандидаты, профессор



Қ.А. Ожикенов

«23» мамыр 2020 ж.



Ә. Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік автоматтандыру және цифрлау институты

«Роботтытехника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

5B071600 – Аспап жасау

БЕКІТЕМІН

РТжАТҚ кафедра меңгерушісі

техника ғылым кандидаты



Қ.А. Ожикенов

«23» қантар 2020 ж.

ТАПСЫРМА

дипломдық жұмысты орындауға

Білім алушыға Саримова Бибинур Талгатовна

Тақырыбы: Электрокардиосигналды шуылға қарсы өңдеу әдістерін зерттеу және салыстырмалы талдау

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

Аяқталған жұмысты тапсыру мерзімі «15» мамыр 2020 ж.

Дипломдық жұмыстың бастапқы мәліметтері: Электрокардиосигналға жалпы шолу. ЭКС кедергілерінің анализі мен классификациясы. ЭКС шуылға қарсы өңдеудің қолданыстағы әдістері мен алгоритмдеріне аналитикалық шолу.

Гильберт-Хуанг түрленуі негізінде электрокардиосигналды шуылға қарсы өңдеудің теориялық негіздері.

Дипломдық жұмыста әзірленуге жататын мәселелер тізімі:

- а) ЭКС құрылымы және параметрлері
- б) ЭКС-дың шуылдарының классификациясы
- в) Matlab бағдарламасында фильтрлер банкісінің көмегімен кардиоциклды идентификациялау

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

Ұсынылатын негізгі әдебиеттер: 23 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  Қ.А. Ожикенов

«23» мамыр 2020 ж.

Тапсырманы орындауға алған білім алушы ^{Sarimova} Саримова Б. Т.

Күні «23» мамыр 202

АҢДАТПА

Бұл дипломдық жұмыс ЭКС-ды (Электрокардиосигналды) шуылға қарсы өңдеуді зерттеуге арналған. ЭКС өңдеу кезінде шуылды азайтудың деңгейін жоғарылату автоматты қорытындылаудың сенімділігін арттырады және жүрек-тамыр ауруларын диагностикалау мен емдеудің сапасын арттыруға көмектеседі. Науқастардың еркін белсенділігі жағдайында инвазивті емес кардиодиагностика жүйелерінде ЭКС-дың шуылға қарсы өңдеудің тиімділігін арттыру мәселесі маңызды тапсырма болып табылады, оны шешу үшін арнайы тәсілдерді қажет етеді. Бұл жұмыста еркін қозғалтқыш белсенділігі бар ЭКС-дың шуылға қарсы өңдеудің негізгі мәселелерін шешу жолдары қарастырылған және келесі шешілу әдістері ұсынылған: пайдалы сигнал болмаған кезде кедергіні қалыптастыру; Гильберт-Хуан түрленуі; бейімделгіш сүзгі агрегаты.

АННОТАЦИЯ

Настоящая дипломная работа посвящена исследованию помехоустойчивой обработки ЭКС (Электрокардиосигнал). Повышение помехоустойчивости при обработке ЭКС позволяет повысить достоверность автоматических заключений и, в конечном счёте, способствует повышению качества диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний. Проблема повышения эффективности помехоустойчивой обработки ЭКС в системах неинвазивной кардиодиагностики в условиях свободной активности пациентов является актуальной и своевременной задачей, требующей для своего решения особых подходов. В работе приводятся пути решения основных проблем помехоустойчивой обработки ЭКС при свободной двигательной активности и предложены следующие методы решения: формирование оценки помехи в отсутствие полезного сигнала; преобразование Гильберта-Хуанга; адаптивная агрегация фильтров.

ABSTRACT

This thesis is devoted to the study of noise-resistant processing of ECS (Electric Cardiac Signal). Improving noise immunity in the processing of ECS can increase the reliability of automatic conclusions and, ultimately, helps to improve the quality of diagnosis and treatment of cardiovascular diseases. The problem of increasing the efficiency of error-correcting processing of ECS in non-invasive cardiac diagnostic systems in the conditions of free activity of patients is an urgent and timely task requiring special approaches for its solution. The paper provides ways to solve the main problems of noise-resistant processing of ECS with free motor activity and the following solution methods are proposed: the formation of an interference estimate in the absence of a useful signal; Hilbert-Juan transform; adaptive filter aggregation.

МАЗМҰНЫ

Кіріспе	9
1 Электрокардиосигналдың құрылымына жалпы шолу	10
1.1 Электрокардиосигналдардың параметрлері	10
1.2 Электрокардиографиялық шуылдардың классификациясы	11
1.3 ЭКС шуылға қарсы өңдеуде қолданатын әдістер мен алгоритмдерге аналитикалық шолу	17
2 Пайдалы сигнал алу жолдары	17
2.1 Фильтр көмегімен ЭКС өңдеу	18
2.2 Адаптивті сүзу.	20
2.3 Гильберт-Хуанг түрленуі негізінде электрокардиосигналды шуылға қарсы өңдеудің теориялық негіздері	21
3 Фильтрлер банкісі	24
3.1 Электросигнал гармоникасын идентификациялауға арналған фильтрлер банкісін синтездеу	25
3.2 Matlab бағдарламасында фильтрлер банкісінің көмегімен кардиоциклды идентификациялау	27
Қорытынды	
Пайдаланған әдебиеттер тізімі	

КІРІСПЕ

Соңғы онжылдықта аурудың ерте сатысында адам ағзасының функционалдық жағдайын сәйкестендіруге мүмкіндік беретін биологиялық сигналдарды алдын ала өңдеу технологиялары белсенді дамуда. Физикалық сигналдармен салыстырғанда биологиялық сигналдардың белгілері мен сипаттамаларының әртүрлілігіне байланысты биологиялық сигналды талдау үшін алгоритмді таңдау күрделі міндет болып табылады. Әдетте, биологиялық сигналдар стационарлық емес табиғат сигналдары болып табылады.

Жұмыстың мақсаты – ЭКС шуылға қарсы өңдеу әдістерін зерттеп, салыстырмалы талдау арқасында, қазіргі таңда ең тиімді, болашағы бар әдісті зерттеп сипаттау.

Қазіргі уақытта электрокардиосигналды автоматты өңдеу және талдау проблемасы жүрек-қантамыр жүйесін зерттеудің түрлі қолданулары мен аспектілеріне байланысты көптеген жеке міндеттерге тарамдалған жеке бағытқа қалыптастырылды. Кедергілер мен бұрмалаулардың тұтас кешені аясында пайдалы сигналды бөлу проблемасы қазіргі заманғы электрокардиологиялық зерттеулерді жүргізу кезінде негізгілердің бірі болып табылады. Бұл жұмысымыздың негізгі проблемасы.

Алғашқы бөлімде, ЭКС құрылымына жалпы шолу жасалды. ЭКС-дың бұрмалайтын кедергілермен тиімді күресу үшін олардың пайда болу себептерін, түрлерін, сипаттамаларын қарау және маңызды белгілері бойынша жүйеленді.

Келесі бөлімде, пайда сигнал алу жолдары қарастырылды. Фильтр — электр сигналдарының жағымды компоненттерін спектрларын бөліп алып жағымсыздарың басатын құрылғы. Диагностикалық аппараттарда фильтрлердің көптеген түрлері кездеседі. ЭКС-ды шуылға қарсы өңдеудің теориялық негіздері қарастырылды.

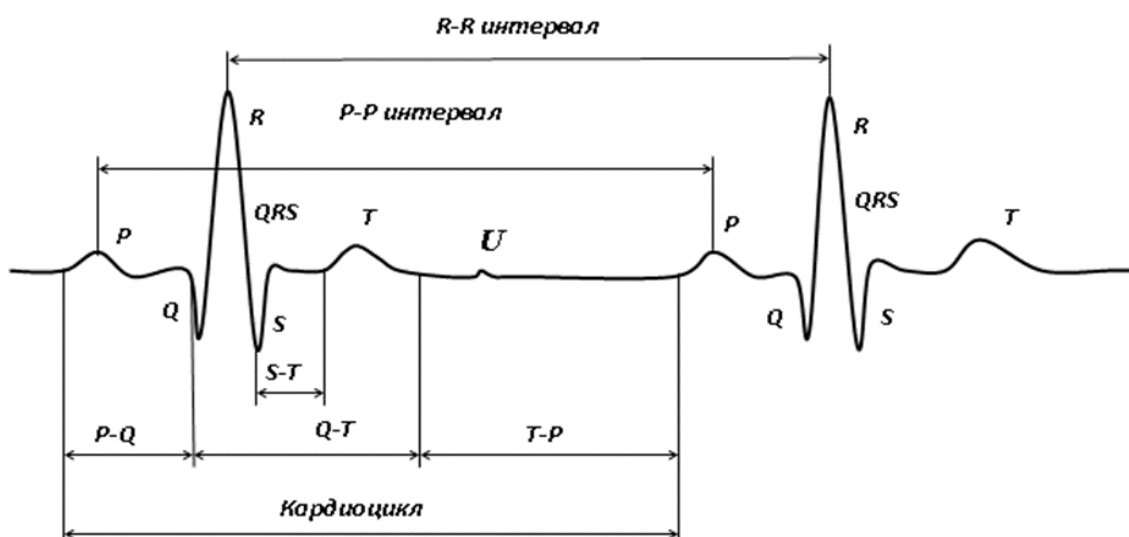
Үшінші бөлімде, жұмыстағы идентификациялауға қажетті фильтрлер банкісіні синтезделді. Кардиосигнал гармоникасың идентификациялаудың жалпы формуласына және идентификациялаудың құрылымдық сұлбасына түсініктеме берілді. Фильтрлер банкісінің құрамындағы әрбір фильтрдің беріліс функциясы есептелініп, фильтрлердің динамикалық, яғни, амплитуда – фазалық сипаттамасы алынды. Амплитуда – фазалық сипаттамасының фильтрлердің дұрыс жолмен синтезделгеніне көз жеткізілді.

1 Электрокардиосигналдың құрылымына жалпы шолу

1.1 Электрокардиосигналдардың параметрлері

Медицина мен биологияда ЭКС импульстері тістер деп аталады, ал олардың комбинациялары – кешендер деп аталады. Бір тістің басынан, шыңынан немесе соңынан басқа тістің тиісті нүктесіне дейінгі уақыт аралығы интервал деп аталады, ал тістердің арасындағы сигнал аралығын (бір тістің соңынан келесі тістің басына дейін) – сегмент деп атайды. Сегмент базалық сызықтармен (изосызықтыр) және көлбеумен сипатталады. 1-суретте негізгі элементтерді белгілеумен типтік ЭКС графикалық бейнесі келтірілген.

Жүрек циклі (кардиоцикл) – жүректің бір жиырылуы мен одан кейінгі босаңсуы үшін болатын өзара байланысты процестердің жиынтығы. ЭКС кардиоциклы әдетте үш кешенмен ұсынылады – P, QRS және T. P және T кешендері әдетте бір-екі импульстен тұрады, ал QRS кешені жеті түрлі бағыттағы импульстерден тұрады.



1 сурет - Типтік ЭКС-дың графикалық бейнесі

Патологиялар болмаған жағдайда барлық бөліктерінде қайталанатын бір кардиоциклден екіншісіне және жүрек бұлшық етінің әр түрлі аралықтарындағы козу және тыныштық үрдісін көрсететін ЭКС стандартты элементтері (импульстер мен олардың арасындағы аралықтар) қалыптасады. P кешені жүрекшелердің деполяризациясына сәйкес келеді. P-Q аралығының ұзақтығы жүрекшеден қарыншаға өтетін жолдар бойынша импульс жүргізу уақытына тең. QRS кешені асқазан миокардының қысқару процесін көрсетеді, T тісі олардың қалпына келу фазасына сәйкес келеді. ST сегменті қарыншалардың миокардты козумен қамту кезеңін және ерте реполяризация кезеңін көрсетеді. Жүрекше реполяризациясы ЭКС-да көрінбейді. Тістер мен кешендердің түрлері мен

амплитудалық-уақыттық параметрлері әртүрлі болады. P, R, T тістері кез келген аралықта ЭКС-дың міндетті элементтері болып табылады. Q және S тістері тұрақты емес, тандалған осінің аралығының орнына байланысты және жүректің жағдайына қатысты анықталады.

ЭКС жиіліктік диапазоны нөлден (кейбір ақпарат көздерінде 0,05 Гц-тен) 200 Гц-ке дейін көрсетеді құрайды, бірақ кейбір зерттеушілер жүректің қызметі туралы диагностикалық ақпарат жоғары жиілікті диапазонда болуы мүмкін деп санайды. Бірақ ЭКС спектрі QRS кешендерінің морфологиясына және жүрек ырғағының динамикасына байланысты өзгеруі мүмкін (жүректің жиырылу жиілігі (ЖЖЖ) ұлғайған кезде спектр жоғары жиіліктерге қарай жылжиды). Зерттеулер көрсетуінше, жүрек қызметінің QRS кешендерінің формасының өзгеруіне әкелетін патология кезінде (мысалы, қарыншалық экстрасистолдар кезінде), сондай-ақ физикалық күш жұмсаған кезде ЭКС спектрлері мен кедергілерін жабу ұлғаяды.

Электрокардиографиялық кедергілердің анализі және классификациясы

Электрокардиосигналдар шығу тегі әрүрлі көптеген басқа сигналдардың арасында әлсіз сигналдар ретінде көрінеді. Бұл пайдалы сигналды елеулі бұрмалайтын және ЭКС-дың диагностикалық белгілерді өңдеуді және анықтауды қиындататын кедергілер болып табылады. Сигналдарды дұрыс қабылдауға кедергі жасайтын және байланыс жүйесінде әрекет ететін үшінші тарап қозуы кедергі деп аталады. Өлшеу құралдарына әсер ететін және өлшеу нәтижелерін бұрмалайтын бөгде қозу ретінде кедергі анықтамасы берілген. Инвазивті емес кардиодиагностика жүйелеріне (ИеЭКДЖ) қатысты кедергілер – бұл пайдалы сигналдың ақпараттық параметрлеріне әсер ететін, оларды өлшеу нәтижелерін бұрмалайтын және, сайып келгенде, диагностикалық қорытындылардың шынайылығын төмендетуге әкелетін, (яғни жүрек биопотенциалдары болып табылмайтын) кардиологиялық емес емес сипаттағы сыртқы немесе ішкі сигналдар.

Әзірленген схема:

- пайдалы сигналды бұрмалайтын факторлардың алуан түрлілігін бағалау;
- инвазивті емес ЭКГ-диагностика жүйесіндегі автоматты қойылған қорытындылардың дұрыстығын қамтамасыз ететін ақпаратты түрлендірудің негізгі кезеңдерін анықтау;
- инвазивті емес ЭКГ-диагностика жүйесінің құрылымын оңтайландыру

1.2 Электрокардиографиялық шуылдардың классификациясы

ЭКС-дың бұрмалайтын кедергілермен тиімді күресу үшін олардың пайда болу себептерін, түрлерін, сипаттамаларын қарау және маңызды белгілері бойынша жүйелеу қажет.



2 сурет – Электрокардиография кедергілерінің көздері

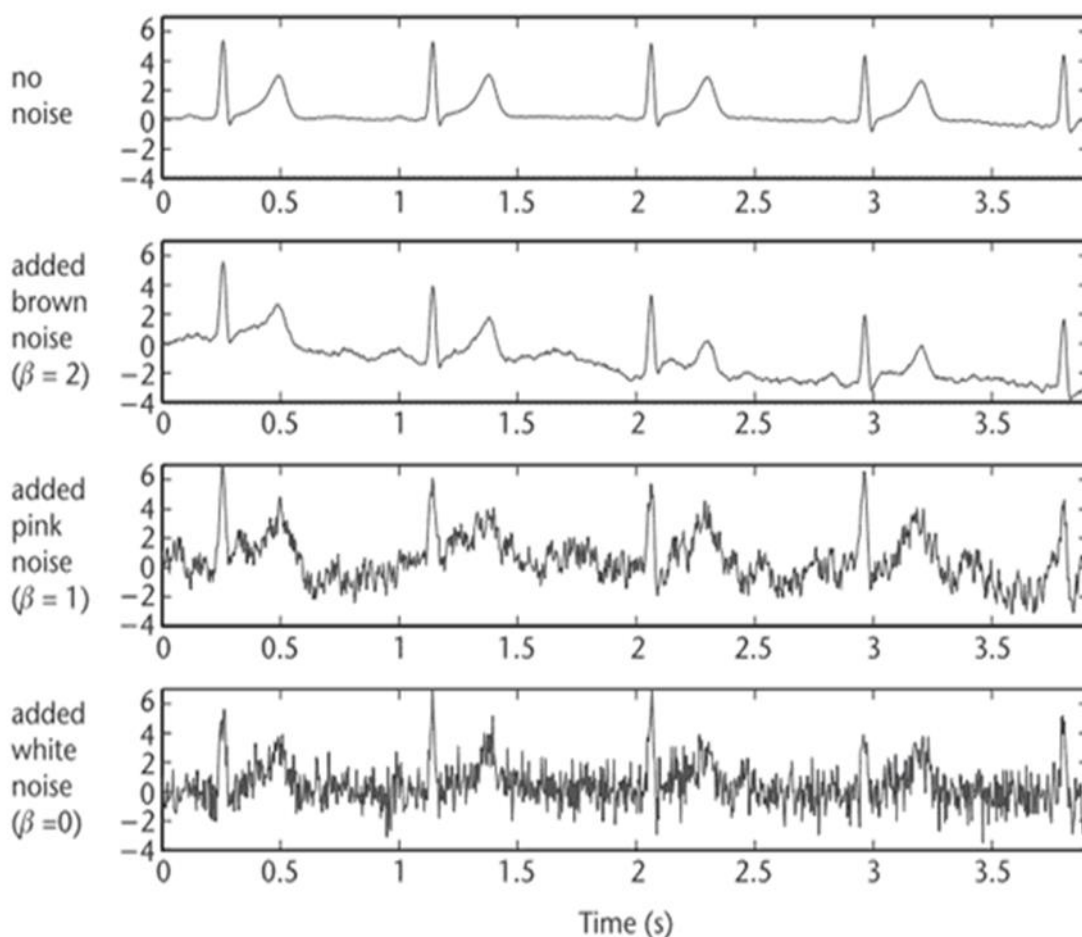
Биологиялық кедергілердің (биообъектінің ішкі кедергілерінің) көздері бұлшық ет биопотенциалдары (аз дәрежеде және басқа мүшелердікі) және пациенттің екі есе белсенділігі болып табылады. Қозғалыс бұлшықет потенциалының пайда болуына ғана емес, сонымен қатар ағзалар мен тіндердің бір-біріне қатысты орын ауыстыруына, тіннің ішкі қабаттары мен терінің сыртқы беті арасындағы потенциалдар айырымының өзгеруіне әкеледі, ал ол болса жүрек электр өрісінің дененің бетінде таралуының өзгеруіне әкеледі. Бұдан басқа, қозғалыс келістірілген кедергілерінің ұлғаюына әкеледі.

Келістірілген кедергілерінің пайда болу көздері тері-электродты және поляризациялық потенциалдар, электрод аралық импеданстың өзгеруі, электрокинетикалық құбылыстар болып табылады.

Жалпы жағдайда электрокардиографиялық кедергілер (емделушілердің еркін белсенділігі жағдайында ұзақ тіркелуі кезінде) әртүрлі таралу заңдары бар кездейсоқ стационарлы емес процестер болып табылады. Сонымен бірге, көптеген жағдайларда жиынтық кедергі үрдісінің таралу заңы гаусстық бөлуге жақын, ал кедергілердің көпшілігі бір кардиоциклдің шегінде ЭКС қысқа фрагменттеріндегі стационарлық процесс ретінде қарастыруға болады. ЭКС кедергілердің әсері негізінен аддитивті сипатқа ие. Сонымен қатар, әдетте пайдалы сигнал мен бөгеуілдердің статистикалық тәуелсіздігі байқалады.

Энергетикалық спектр тұрғысынан электрокардиографиялық кедергілер көп жағдайда АҚ шудан өзгеше күрделі құрылымға ие. Шудың бояуы шудың

қуат (қарқындылық) мәнін түсіндіруге айтарлықтай әсер етеді, өйткені әр түрлі түсті шудың берілген қуатта әртүрлі амплитудасы бар. Бұл 3-суретте көрсетілген, онда ЭКС-кедергі жоқ және ЭКС-аддитивті қоңыр (Броуновский), қызғылт (фликкер-Шу) және ақ шу бар. Барлық үш жағдайда шудың нөлдік орташа мәні және жалғыз дисперсиясы бар. Барлық үш жағдайда сигнал / кедергі қатынасы бір бірлікке тең екеніне қарамастан, ақ Шу көбінесе ЭКС-ды бұрмалайды және оны өңдеуді қиындатады.



3 сурет - «Таза» ЭКС және аддитивті қоңыр, қызғылт және ақ ЭКС

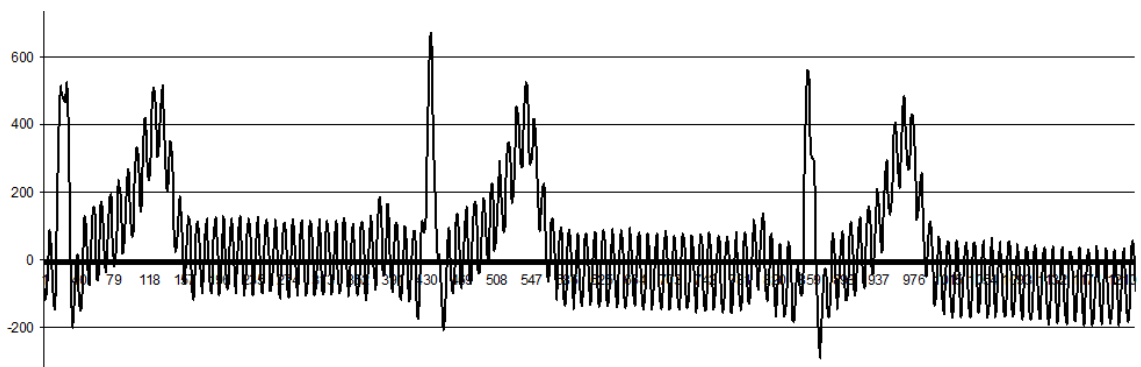
Электрокардиографиялық кедергілердің көп бөлігін әдетте бірнеше топқа біріктіреді [1]

1 Кесте – Шуылдардың түрлері және пайда болатын жиілік аралықтары [1]

№	Шуылдардың түрлері	Пайда болатын жиіліктері
1	Желі шуылы	Орталық желіден келетін кедергі. Ол 50Гц жиілікте болады
2	Қозғалыс артефагы	30-дан 40-қа дейінгі аралықтағы жекеше немесе циклды толқын түрінде болады

3	Бұлшықет треморы	Үлкен диапазондағы 30-35-тен 80-100Гц дейін изосызықтың хаостық ауытқуы
4	Изосызық дрейфі	Бұл 1Гц-кедейінгі жиіліктегі төменгі жиілікті (ТЖ) ауытқу жәнеЭКГ-ға әсер етеді

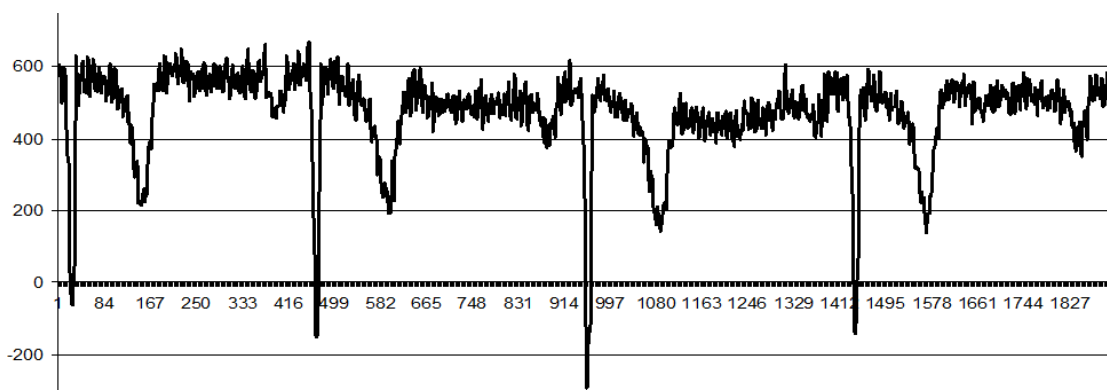
Желілік кедергілер (Power Line Interference) тістердің оқшаулаудағы мерзімдік қайталауымен сипатталады және түрлі фазалардың гармоникаларының суперпозициясы болып табылатын, күштік желідегі кернеудің еселік жиілігінің жиіліктері бар нысананы білдіреді. Ең үлкен қуаты бар бірінші гармониканың жиілігі 50/60 Гц-ке тең. Жалпы алғанда, желілік кедергілер нақты синусоид болып табылмайды, бұл оның спектрінде негізгі жиіліктен гармоникасы бар болуымен көрінеді. Сонымен қатар, кедергі фазасы белгісіз және зерттеу кезінде секіргіш тәрізді өзгеруі мүмкін. 4-суретте желілік кедергімен ЭКС үлгісі көрсетілген.



4 сурет - Желілік кедергімен ЭКС аралығы

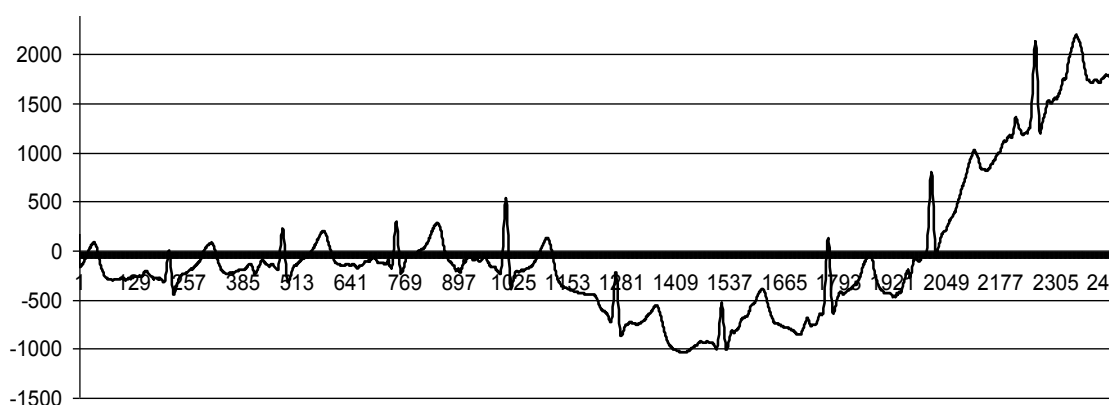
Бұлшықет треморы – үлкен диапазондағы 30-35-тен 80-100 Гц дейін изосызықтың хаостық ауытқуы. Тремордың себебі электрлік импульс өтетін, тіңдердің электрлік белсенділігі, тіңдердің кедергісі, негінен терінің, сонымен қатар күшейткіштің кірісіндегі кедергі. Тремор ЭКС-қа пациенттерде сал дірілі, хореа, тетана, паркинсонизм кезінде орналастырылады. Бұлшықет треморынан болатын ауытқуды, жүрекше дірілінен ажырату айтарлықтай қиынырақ.

Скелетті бұлшықеттер ЭКС тәуелсіз сигнал жасайтын болғандықтан, онда тремор аддитивті кедергі деп санауға болады. 5-суретте бұлшықет треморы бар ЭКС үлгісі көрсетілген



5 сурет - Бұлшықет треморы бар ЭКС-ына мысал

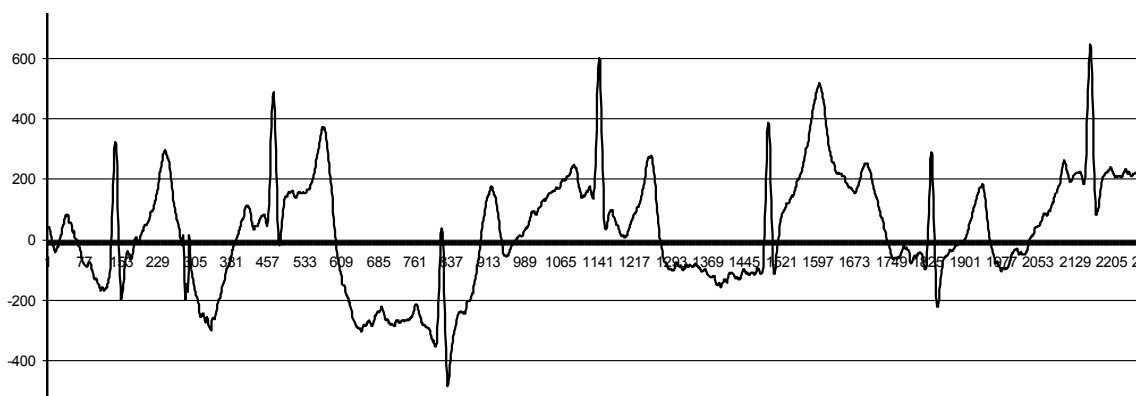
Изосызық дрейфі (Baseline Wander, Base Line Drift) 1 Гц жиілікпен төмен жиілікті тербелістер болып табылады және электродтардың поляризация потенциалының баяу өзгеруімен, тыныс алудың әсерімен, тері-электродтық потенциалдар мен электрод аралық импеданстың өзгеруімен байланысты ЭКС аддитивті ТЖ кедергілердің әсерінен болады. Изосызық дрейфі ЭКС, әсіресе ST сегменттерінің төмен жиіліктегі учаскелерін талдауға үлкен әсер етеді. Бұдан басқа, оқшаулаудың тұрақсыздығы тістердің амплитудалық параметрлерін өлшеу дәлдігіне әсер етеді, себебі олардың амплитудасын есептеу оқшаулаудан жүргізіледі. Clifford бұл кедергіні "қоңыр" шу (қуаты шудың кері пропорционал квадрату жиілік) деп сипаттайды. 6-суретте изосызық дрейфі мысалы көрсетілген. *Изосызық дрейфі* – бұл 1 Гц-ке дейінгі жиіліктегі төменгі жиілікті (ТЖ) ауытқу және ЭКГ-ға аддитивтік ТЖ кедергімен әсер етеді. Бұл электродтардың поляризациялануының, тыныс алудың әсерінен, тері-электродтарының потенциалдарының өзгеруінен туындайды. Изосызық дрейфінің негізгі әсер ететін жері, ЭКС-тің төменгі жиілікті аумақтарының анализі әсіресе ST сегменті. Сонымен қатар изосызықтың тұрақсыздығы тішшелердің амплитудалық параметрлерін өлшеу дәлдігіне әсер етеді.



6 сурет - Изосызық дрейфі бар ЭКС-ға мысал

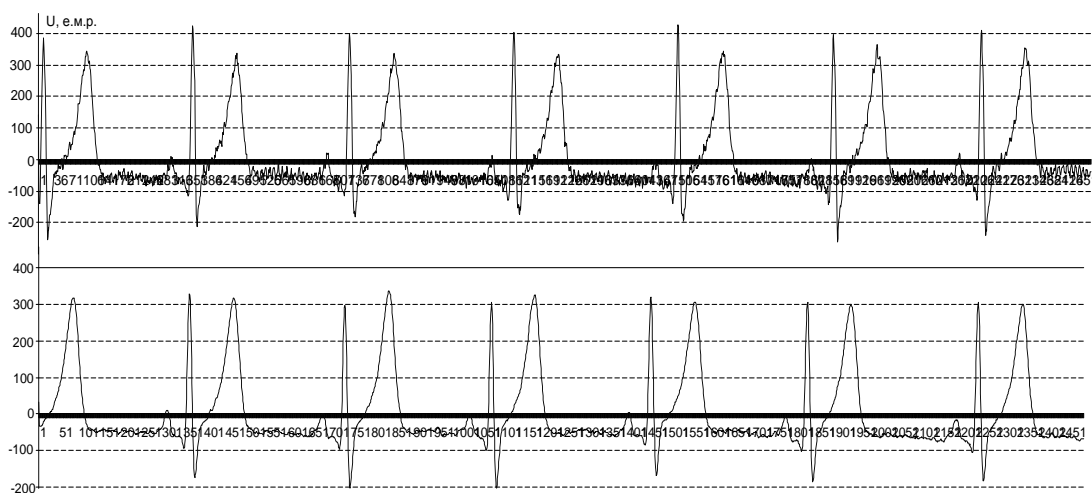
Қозғалыс артефактілері (Motion Artifacts) пациенттің бұлшықеттерінің қозғалыстарынан немесе қозғалу белсенділігі кезіндегі электродтар жағдайының аздаған өзгерістерінен туындаған, 30-40 Гц дейінгі жиіліктегі жалғыз немесе

циклдық толқындар ретінде көрінеді (7-сурет). Бір артефактілер аппаратқа немесе электродтарға теріге, жөтелге, ықылыққа, ішектің перистальтикасына кездейсоқ механикалық әсермен байланысты. Мұндай артефактілер QRS кешендерінің спектріне өте жақын және қарыншалық экстрасистолдарға ұқсас. Жоғары физикалық күш салған кезінде қозғалыс артефактілері ЭКС-ды қатты бұрмалауы мүмкін, тіпті визуалды интерпритация үшін жарамсыз болып қалуы әбден мүмкін. *Қозғалыс артефагы* - 30-тен 40-ге дейінгі аралықтағы жекеше немесе циклды толқын түрінде болады. Циклдік толқындар пациенттердің бұлшықетінің қозғалысынан немесе жүктеме сынақтамасы кезінде электрондардың орналасуының азғантай өзгеруінен пайда болады.



7 сурет - Қозғалыс артефагы бар ЭКС-ға мысал

ЭКГ-диагностика жүйесінің кіріс түйіндерінің кіршіксіз еместігі кіріс сигналының формасына қатысты шығыс сигналының ауытқуында көрінетін ЭКС кедергісі сөзсіз пайда болуына әкеледі. Кедергілерді басудың көптеген әдістері мен алгоритмдерінің жетіспеушілігі ЭКС-дың ақпараттық учаскелерін түбегейлі бұрмалау болып табылады. 8- суретте ЭКС – дағы жоғары жиілікті бөгеттерді басу мысалы келтірілген (жоғарғы кесте-кіріс ЭКС, төменгі-сүзгі шығысы). Кедергіні басу нәтижесі- R тісінің амплитудасының 20% - дан артық азауы.



8 сурет - Кедергілерді басу кезінде ЭКС-дың ақпаратты учаскені бұрмалау үлгісі

1.3 ЭКС шуылға қарсы өңдеуде қолданатын әдістер мен алгоритмдерге аналитикалық шолу

Кедергілер пайдалы сигналды бүркеп және бұрмалау себебінен диагностикалық ақпаратты анықтауды қиындатады. Демек, инвазивті емес ЭКГ-диагностика жүйесінің маңызды көрсеткіші оның кедергіге төзімділігі болып табылады.

Инвазивті емес ЭКГ-диагностика жүйесіне кедергі әсерінің азаюын екі негізгі жолмен жүзеге асыруға болады. Бірінші жол ЭКС-ды тіркеу процесінде кедергіден жүйені қорғаудың әдістемелік және конструктивтік тәсілдері мен құралдарын біріктіреді (кедергілерден қорғау әдістері). Олар пайда болатын әсерлердің қарқындылығын төмендету мақсатында кедергі көздерін іздестіруді және оларға әсер етуін қамтамасыз етеді, сондай-ақ ЭКГ-диагностика жүйесіне кедергілердің ену мүмкіндігін азайтады. 2-ші кестеде кедергілерден қорғау әдістері келтірілген.

Кесте 2 – Кедергілерден қорғау әдістері [2]

Кедергі түрлері	Қауіпсіздік әдістері
Желі кедергісі	Жоғары жалпы режимді төмендету коэффициенті бар аспап күшейткіштерін қолдану. Терінің электродты кедергісін төмендету. Оқшауланған жұмыс бөлігі, жерге қосу. Зерттеуді дұрыс ұйымдастыру.
Бұлшықет треморы	Тіндердің, әсіресе теріге төзімділіктің төмендеуі. Зерттеуді дұрыс ұйымдастыру.
Контурдың бұрылуы	Күшейткіштің кіріс кедергісінің жоғарылауы және теріге төзімділіктің төмендеуі. Электродтар мен байланыс құралдарының конструкцияларын жетілдіру.
Қозғалыс артефактілері	Электродтардың конструкцияларын және оларды бекіту құралдарын жетілдіру. Байланыс ортасын жақсарту.

2 Пайдалы сигнал алу жолдары

2.1 Фильтр көмегімен ЭКС өңдеу

Фильтр — электр сигналдарының жағымды компоненттерін спектрларын бөліп алып жағымсыздарың басатың құрылғы.

Фильтрлердің көптеген нұсқалары бар: аналогты және сандық, рекурсивті және рекурсивті емес, активті және пассивті, сызықты және сызықсыз. Рекурсивті фильтрлердің ішінен Чебышев фильтрін, Баттерворт фильтрін және Бессел фильтрлерін бөледі. Жиіліктерді өткізуіне және оларды ұстап қалуына байланысты фильтрлер :

- төменгі жиілікті фильтрлер (ТЖФ);
- жоғары жиілікті фильтрлер (ЖЖФ);
- сызықты-өткізу фильтрлері (СӨФ);
- режекторлы фильтры (РЖ).

Биомедициналық сигналдарды өңдеуде сигналдарды фильтрлеу аса маңызды орың алады. Диагностикалық аппараттарда фильтрлердің көптеген түрлері кездеседі. Электрокардиографиялық сигналдарды регистрация жасаған кезде қозғалыс , электродтардың түйісуі, электро желіден болатың шу мен кедергілер сияқты әр-түрлі жағдайлар араласады. Сигналдарды шу мен кедергілерден тазарту, нәтижелердің алынуына ықпал жасайды.

Биомедициналық сигналдарды фильтрациялау үшін әр-түрлі фильтрлеу жүйелері қолданылады. Төменгі жиілікті фильтрлер – төменгі жиіліктегі сигналдарды өткізіп, жоғарғы жиіліктегі сигналдарды басады. Жоғарғы жиілікті фильтрлер – белгілі бір жиілік бөлігіндегі жоғарғы жиіліктегі сигналдарды өткізіп, төменгі бөліктегі сигналдарды басады.

ЭКС-дың кедергілерін жою үшін келесі технологиялар кеңінен қолданылады:

- сызықты-жиілікті фильтрация;
- адаптивті фильтрация;
- сызықты емес фильтрация әдістері;
- азайтуға негізделген кедергі компенсаторлары;
- сүзгі банкалары және вейвлет сүзгілері;
- Гильберт-Хуанг түрленуі;

Бұл технологияларды толығырақ қарастырайық.

2.2 Сызықты жиілікті фильтрация

Уақаттық аралықтағы цифрлік фильтрация ЭКС-дың кедергілерін басуға арналған алғаш және кеңінен таралған тәсіл болып табылады. Мұндай сүзудің артықшылығы-сигналдың спектралды бағалауын білу және ашық түрдегі бөгеуілдерді талап етпейді. Бұл топта ең көп таралған жылжымалы орташа

сүзгілер. Мұндай сүзгілер түрлі формада да (тікбұрышты, үшбұрышты, қоңырау тәрізді және т.б.) және ұзақтығы бойынша да іске асырылуы мүмкін.

Төмен жиілікті кедергілерді жою үшін туындыға негізделген операторлар қолданылады (сандық сүзуде сигналдың тізбекті есептерінің әртүрлілігі қолданылады). Мұндай процедураларды іске асыратын сүзгілер төменгі жиіліктердің (ТЖС) сүзгілері болып табылады.

Классикалық жиіліктік сүзгілердің негізгі кемшілігі-пайдалы сигналдың бұрмалануы (пайдалы сигналдың спектрлері мен кедергілер жабылғандықтан), қазіргі заманғы электрокардиографиялық есептердің көпшілігі үшін мүмкін емес. Негізгі бұрмалаулар Q, R, S тістері амплитудасының азаюымен, QRS кешендерінің кеңеюімен, ST сегментінің ығысуымен байланысты.

Сызықты емес сүзу әдістері. Желілік сүзу әдістеріне тән шектеулерді еңсеру мақсатында қазіргі уақытта сызықты емес сүзу, оның ішінде биомедициналық сигналдарда кедергілерді басу әдістері белсенді дамып, енгізілуде. ЭКС өңдеу үшін ең көп тараған сызықты емес сүзгілердің түрлері: Рангалық, морфологиялық, нейрожелілік, Савицкий-Голеяның полиномиалды сүзгілері, Калман сызықсыз сүзгілері, анизотропты диффузия негізіндегі сүзгілері, шекті сүзгілері. Аталған сүзгілердің әрқайсысының өз ерекшеліктері мен қолданылу аясы бар.

Кедергі компенсаторлары. Цифрлық техниканың дамуы кедергілерді азайту үшін өтедік сызбаларды іске асыруға мүмкіндік берді. Мұндай схемалар пайдалы сигналдың ең аз бұрмалануын қамтамасыз етеді және негізінен желілік кедергіні басу үшін қолданылады. Компенсатордың оңайлатылған құрылымы 9 суретте көрсетілген.

Қазіргі уақытта күрделілігі әртүрлі компенсаторлардың қатары әзірленді. Мұндай принцип оқшаулама дрейфіне арналған компенсаторлардың негізіне жатады.

Банка және Вейвлет сүзгілері. ЭКС өңдеудің ең перспективасы көп тәсілдерінің бірі көп жылдамдықты жүйелерді қолдану болып табылады. Олар сандық сүзгілерден және есептеу тығыздығын өзгерту құрылғыларынан тұрады. Бұл ретте сигнал жиіліктік құрауыштардан тұрады және әр түрлі шкалаларда – неғұрлым сирек (оны сирету немесе децимациялау жолымен) немесе одан көп жиі (сигналдың есептеулері арасында нөлдерді қосудан тұратын оны интерполяция жолымен) қарастырылады. Сонымен қатар, әрбір арнаны есептеу тығыздығы әр түрлі болғандықтан, өңдеу жылдамдығы да ерекшеленеді, сондықтан мұндай жүйелер көп жылдамдықты деп аталады. Цифрлық сүзгілер мен децимация/интерполяция құрылғыларының жиынтығын банка сүзгіштері деп атайды. Сүзгілер Банкі талдау/синтез жүйесін құра отырып, талдау және синтездеу банкісінен тұрады (15-сурет). Талдау кезінде сигнал L жиілік құрауыштарына бөлінеді, олардың әрқайсысы қолдану саласына байланысты кейінгі өңдеу үшін L ($\downarrow L$) коэффициентімен сиретіледі, ал синтезді орындау кезінде құрастырушылар L ($\uparrow L$) коэффициентімен интерполирленеді және шығыс сигналын алу үшін біріктіріледі.

Сигналдарды көп жылдамдықты өңдеудің теориясы мен тәжірибесі бойынша жұмыстарға қарамастан вейвлеттер теориясы дамыды. Уақыт өте келе сүзгілер мен вейвлеттердің тығыз байланысты екені белгілі болды. Сүзгілер банктері дискретті вейвлет-түрлендірудің (ДВТ) эквивалентін есептейді және үздіксіз вейвлет-базистерді алу үшін пайдаланылуы мүмкін.

Вейвлеттер- ол уақыт осі бойынша жылжуы мен созылуы арқасында функциялары бір базалықтан алынатын, белгілі бір формадағы математикалық функциялар тобының жалпылама атауы. Вейвлет түрлендіру-зерттелетін сигналдың вейвлет-функциясы бар орауын білдіретін интегралды түрлендіру. Мұндай түрлендіру сигналдардың жиіліктік-уақыттық оқшаулануын қамтамасыз етеді, жылдам есептеу алгоритмдері бар және әртүрлі кедергілерді тиімді басуына мүмкіндік береді.

Практикада ыдырау мүшелерінің санын азайту процедурасы, әдетте, зерттелетін деректер туралы ең көп ақпарат беретін ыдырау коэффициенттерін іріктеуге негізделеді.

Бөгеуілдерді басу проблемасын шешудің басқа тәсілі ыдырау коэффициенттерін сызықты емес шекті өңдеу (СешӨ) болып табылады. Дәл осындай тәсіл әр түрлі салаларда кеңінен таралған. Кіріс сигнал тікелей дискреттік вейвлет түрлендіру (DWT) ұшырайды, алынған вейвлет коэффициенттері сызықты емес шекті өңдеуді (Thr) өтеді, содан кейін сигнал кері дискретті вейвлет түрлендіру (IDWT) көмегімен қайта жаңартылады.

2.3 Адаптивті сүзу

Оптималды алгоритмдерді өңдеп шығару кейбір сигналдар мен кедергілердің статистикалық үлгілеріне негізделген. Әдетте мұндай модельдерді құру кезінде сызықтық, стационарлы және нормальдық бөлу концепциялары қолданылады. Алайда, аталған принциптер әрдайым практикада орындалмайды, ал таңдалған модельдің дұрыстығына сигналдарды өңдеу сапасы үлкен дәрежеде байланысты. Проблеманы шешу кез келген модельдерді талап етпей, жүйеге кіріс сигналының статистикалық параметрлеріне бейімделуге мүмкіндік беретін адаптивті сүзгілерді пайдалану болып табылады.

Ең көп таралғаны ол екі арналы адаптивті сүзгілер. Кіріс дискретті сигналы $x(t)$ дискретті сүзгімен өңделеді, нәтижесінде $y(t)$ шығыс сигналы шығады. Бұл шығыс сигналы үлгілі(тірек) $D(t)$ сигналымен салыстырылады, олардың арасындағы айырмашылық $e(t)$ қателік сигналын құрайды. Адаптивті сүзгі үлгілі(тірек) сигналдың қатесін азайту үшін дұрыстауға тырысады. Осы мақсатта бейімделу блогы әр есептеу мәнін өңдегеннен кейін сүзгінің параметрлерін (салмақтық коэффициенттерін) құру үшін осы талдаудың нәтижелерін пайдалана отырып, сүзгіден келіп түсетін қателердің сигналын және қосымша деректерді талдайды.

Практикалық негізде қолдануда(соның ішінде кедергілерді басу үшін) пайдалы сигнал $y(t)$ фильтрінің шығу сигналы емес, $e(t)$ қатенің сигналы, яғни

$D(t)$ үлгілік сигналы мен $y(t)$ адаптивті сүзгінің шығу сигналы арасындағы айырмашылық болып табылады.

Бір арналы адаптивті сүзгілер де бар, онда екі кіріске де уақыт шамасына бойынша кідіретін сигнал беріледі. Мұндай сүзгінің жұмыс істеу принципі мынандай: пайдалы сигнал стационарлық емес кездейсоқ процесс болып табылады және оны болжау мүмкін емес, ал болжауға болатын барлық нәрсе-бұл кедергі.

Бейімдеу алгоритмдері:

- ең кіші квадраттар әдісі (ЕКК)
- ең кіші квадраттардың рекурсивті әдісі (ЕККР);
- ықтималдықтарды үлестіру максимумының апостериорлық тығыздығының өлшемі;
- динамикалық жүйенің жай-күйінің векторын бағалайтын ең аз квадраттардың рекурсивті алгоритмі (Калман).

2.4 Гильберт-Хуанг түрленуі негізінде электрокардиосигналды шуылға қарсы өңдеудің теориялық негіздері

Уақыт өте келе сигналдағы нақты өзгерістерге сәйкес келетін бейімделу негізін қалыптастыру үшін экстремум, ажырату, кининг және монотонды бұзушылықтар маңызды практикалық қызығушылық тудырады. Экстремум нүктелерімен базалық функцияларды қалыптастыру Гильберт - Хуанг түрленуі негізі болып табылады, ол екі негізгі кезеңнен тұрады: эмпирикалық режимнің ыдырауы және алынған эмпирикалық режимдерден Гильберт спектрінің қалыптасуы.

ЭМД (Эмпирикалық Мод Декомпозициясы) технологиясының идеясы - ыдыраудың әр деңгейіндегі сигнал екі компонент түрінде ұсынылады. Бірінші компонент - бұл басқа тербелмелі, жылдам тербелмелі, детальды, жоғары жиіліктердің берілуіне жауап беретін, жергілікті ерекшеліктер мен сигналдың ұсақ бөлшектерін көрсететін ЭМ. Екінші компонент (баяу тербелмелі, жақындатылған және төмен жиілікті таратуға жауап береді. Қалдық одан әрі ыдырауға ұшырайды (егер әр типте кемінде бір экстремум болса).

Шуды басудың тиімділігін арттыру үшін Гильберт-Хуанг түрлендіруі негізінде ЭКС-ті шуылға қарсы өңдеу әдісі ұсынылды.

Гильберт-Хуанг түрленуі дегеніміз - сигналдың эмпирикалық режимдерге ыдырауы, содан кейін оларға Гильберт түрлендіруі қолданылады. Гильберт түрленуі бастапқы тар жолақты сигналды екі компонентке бөлуге мүмкіндік береді: амплитуда мен фаза. Егер оның спектрінің ені орташа жиіліктен едәуір аз болса, сигнал тар жолақты деп аталатынын ескеріңіз.

Өкінішке орай, мұндай түрлендірудің басты мәселесі - нақты сигналдар үшін ST сегменті көмегімен алынған лездік жиіліктің физикалық мәні жоқ жиілік компоненттері болуы мүмкін. Бұл мәселені Фурье әдісі және сүзгілер теориясы негізінде шешуге тырысу оң нәтиже бермеді. Табысқа Хуанг және оның

әріптестері эмпирикалық режимді ыдырату технологиясын жасаған кезде ғана қол жеткізді

Гильберт-Хуанг түрлендіруі негізінде салынған энергия тығыздығы беті уақыт жиілігі жазықтығының әр нүктесінде лездік сигнал энергиясының таралуын сипаттайды. Мұндай презентация ЭКС-дегі кедергілерді тиімді басудың көбірек мүмкіндіктерін береді және электрокардиограммалардың жаңа диагностикалық мүмкіндіктерін алу мүмкіндігін ашады.

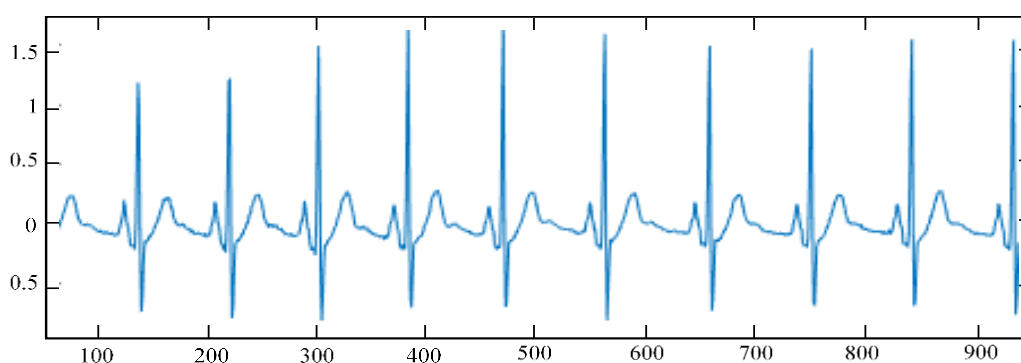
Зондты адаптивті өңдеу жоғары жиілікті және төмен жиілікті кедергілерді жоюға басқаша көзқарасты жүзеге асырады.

Гильберт-Хуанг түрлендіруі негізінде эмпирикалық режим ыдырауы арқасында ЭКС-ті шуылға қарсы өңдеудің екінші әдісі

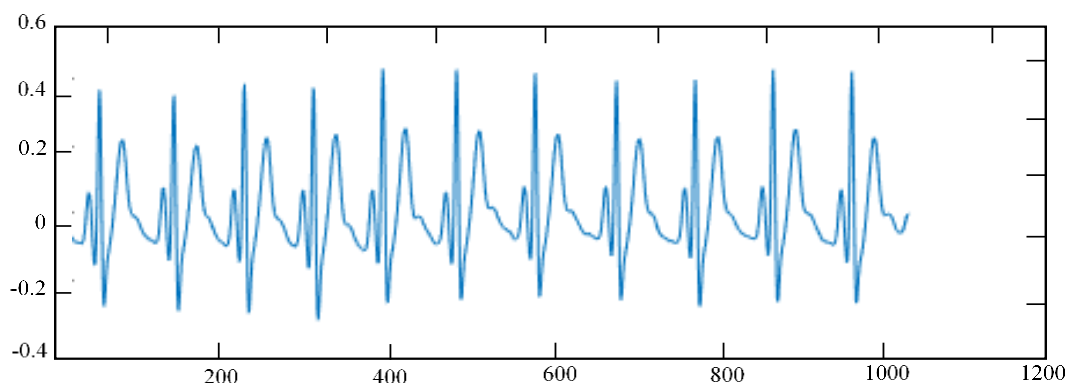
Эмпирикалық режим ыдырауы технологиясының негізі - ыдыраудың әр деңгейіндегі сигнал екі компонентке бөлінеді. Бірінші компонент - бұл жоғары жиілікті, жергілікті ерекшеліктерді және сигналдың ұсақ бөлшектерін көрсететін жылдам тербелмелі экстракцияланған ЭМ. Екінші компонент (алдыңғы ЭМ шығарғаннан кейін) баяу тербелмелі болып табылады, бұл, керісінше, төмен жиіліктердің берілуін көрсетеді. Шығарылған сигналдың қалдықтары одан әрі әр түріне дейін ыдырайды.

Эмпирикалық режим ыдырауы алгоритмінің жұмысын жақсарту үшін оған скринингтік процедураны алып тастау ұсынылды. Бұл жағдайда сәйкес эмпирикалық режимдерге алғашқы жуықтау кіріс сигналдың эмпирикалық режимдері ретінде қарастырылады.

Сүзудің негізгі міндеті төмен жиілікті сигналдардан құтылу және QRS жүйесін бөліп көрсету. ЭКГ-да ең бастысы - науқаста ауруды анықтауға арналған QRS жүйесін тану. Шуға төзімді өңдеуді жүзеге асырған кезде MATLAB платформасы қолданылады. 9-суретте жоғарғы бөлігі төмен шу; төменгі бөлігі - төмен жиілікті сигналдарсыз, сонымен қатар ST сегментациясының ерекшелігі көрсетілген.



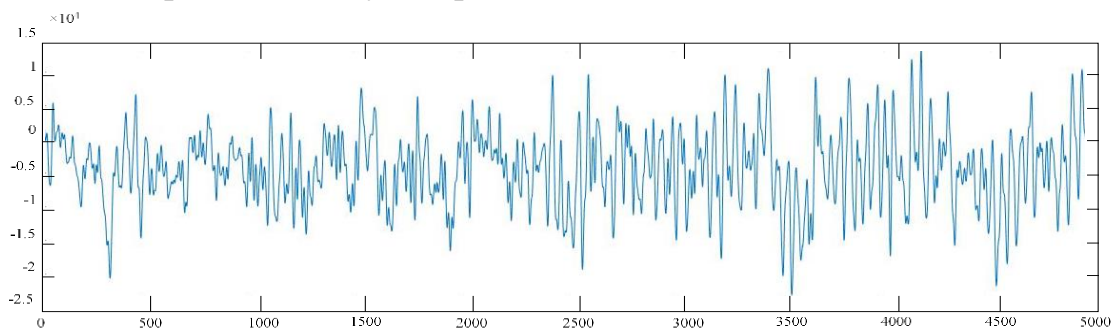
а



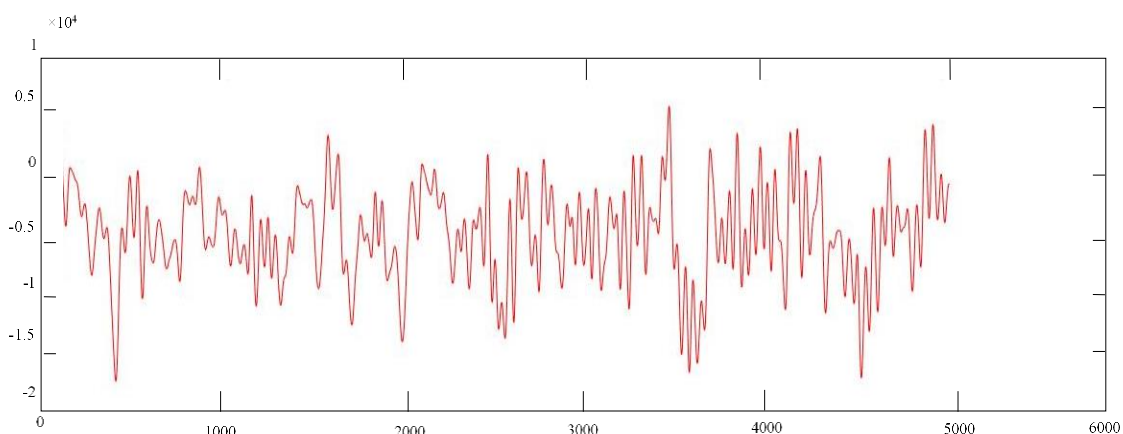
б

9 сурет - MATLAB платформасында шуылға төзімді өңдеуді енгізу:
а - шу деңгейі төмен; б - төмен жиілікті сигналдар

Фильтрлерде жылдам Фурье түрлендіруі қолданылады; коэффициенттерді анықтаған кезде сіз сүзгілерді бірден қолдана аласыз. Төмен жиілік аралығын анықтағаннан кейін, шуды шығарғаннан кейін конвульсияны қолдана отырып, бастапқы сигналды қалпына келтіреміз. 10-суретте уақыттық аймақтағы төмен жиілікті сигналдардың жойылуы көрсетілген.



а



б

10 сурет - Денонизациялау процесі, уақыттық домендік сигнал: а - дыбыссыз электрокардиограмма; б - уақыттық аймақтағы төмен жиілікті сигналдарды жою

Алғашқы үш ЭМ-де үлгілерді үлестірудің тағы бір ерекшелігі - нөлдік мәнге жақын интерференциялық үлгілердің шоғырлануы, осылайша қатардағы 3-4-тен аспайтын сан бір сипатқа ие болады, кедергіден айырмашылығы QRS кешендеріне сәйкес келетін толқулар сипатталады. қатарынан бір белгіден кемінде бес рет санау арқылы. Осылайша, егер моно импульстерді қалыптастыру кезінде қатарынан алынған бірнеше белгілердің қатарынан бірнеше рет құтылсақ, онда анықтау процесі әлдеқайда жеңіл болады.

QRS кешеніне сәйкес келетін моно-импульсті қалыптастыруды үш кезеңмен жүргізген жөн: оқылымды нөлдік ортадан алып тастау, модульді алу және жылжымалы терезеде орта есеппен жүргізу. Монопульстерді анықтау үшін дәрежелік алгоритмдерді қолдануға болады, мысалы, екілік дискретизация айырмасын кванттау алгоритмі. Анықтау туралы ұжымдық шешім жеке эмпирикалық режимдердің ақпараттылығын ескере отырып қабылданады. Ақпараттық бөлімдер табылмаған эмпирикалық режимдер тек кедергі келтіретін компоненттерден тұрады және қайта құрудан шығарылады. Ақпараттық сайттар белгілі бір жиілікте болатын ЭМ-қа үкіметтік емес ұйымдарға жатады.

Осылайша, ақпараттық сюжеттерді анықтауға негізделген эмпирикалық режимдердегі кедергілерді бағалау алгоритмі келесі кезеңдерді қамтиды.

ЭМ-ге кедергі деңгейін тұрақты Q-шкалалық бағалау арқылы анықтау.

Q-баллаға тәуелді шекті ақпараттық сайттарды рейтингі бойынша ЭМ сегменттеу.

ЭКС ақпараттық бөлімдерді анықтау туралы шешім бірнеше ЭМ-де ақпараттық бөлімдерді анықтау негізінде қабылданады.

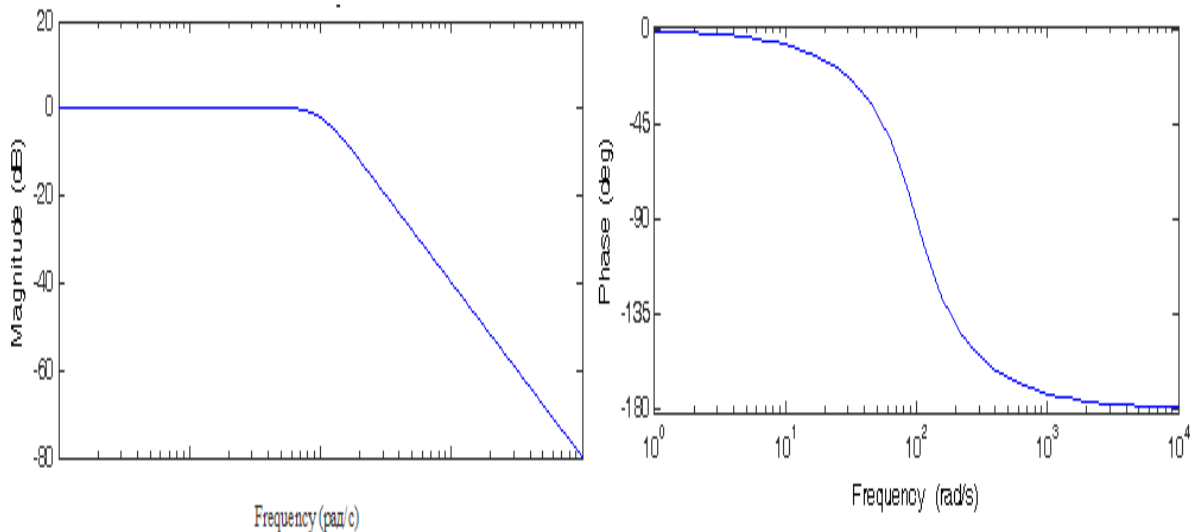
Эмпирикалық режимдердің ақпараттанбаған аймақтарында кедергінің бағасы нақтыланады, демек әр кардиоцикл және әрбір ЭМ үшін пайдалы сигнал болмаған кезде кедергі бағасы түзіледі.

3.1 Электросигнал гармоникасын идентификациялауға арналған фильтрлер банкісін синтездеу

Синтездеудің негізгі үрдісі – фильтрдің амплитудалы-жиілікті сипаттамасын (АЖС) алу. АЖС – жиілік облысындағы кіріс сигналының фильтрмен әрекеттесуін сипаттайды.

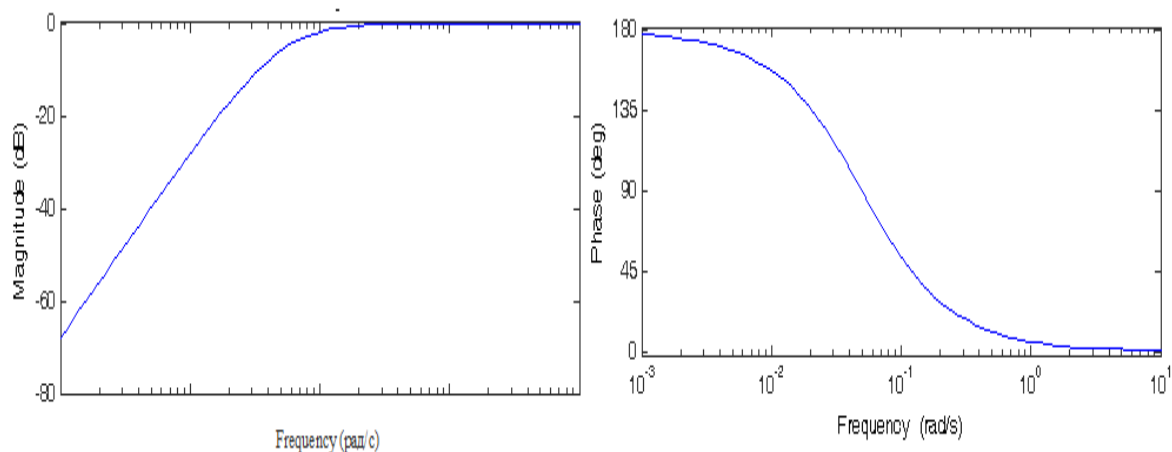
Синтездеуде міндетті түрде фильтрлердің АФС алу керек. Өңдеу кезінде сигнал бұрмаланбауы үшін, пульсацияның жоқтығына көз жеткізу қажет. Matlab бағдарламасының көмегімен синтезделген фильтрлерден АЖС аламыз. Төменде келтірілетін суреттерден барлық фильтрлердің АФХ ларының алу барысында, олар еш пульсациясыз, өткізу және басу сызықтарының бірқалыпты екендігіне көз жеткізуге болады, яғни, бұл нәтижелер фильтрлердің дұрыс жолмен синтезделгенін көрсетеді. Сонымен қатар фильтрлердің АЖС-ы фаза жиіліктік сипаттамасымен (ФЖС) толықтырылады. Фаза–жиіліктік сипаттамасы – сигнал жиілігіне байланысты кіріс және шығыс сигналдардың фазаларының айырмасы. Амплитуда–жиіліктік және фаза–жиіліктік сипаттамаларын біріктіріп амплитуда–фазалық жиілік (АФС) деп те атауға болады.

11– суретте синтезден кейінгі төменгі жиілікті фильтрдің АФС берілген. АФС еш пульсациясыз, өткізу және басу сызықтары бірқалыпты, яғни, фильтр дұрыс жолмен синтезделген. Фильтр фазаларға байланысты бұрмаланбағанын көруге болады.



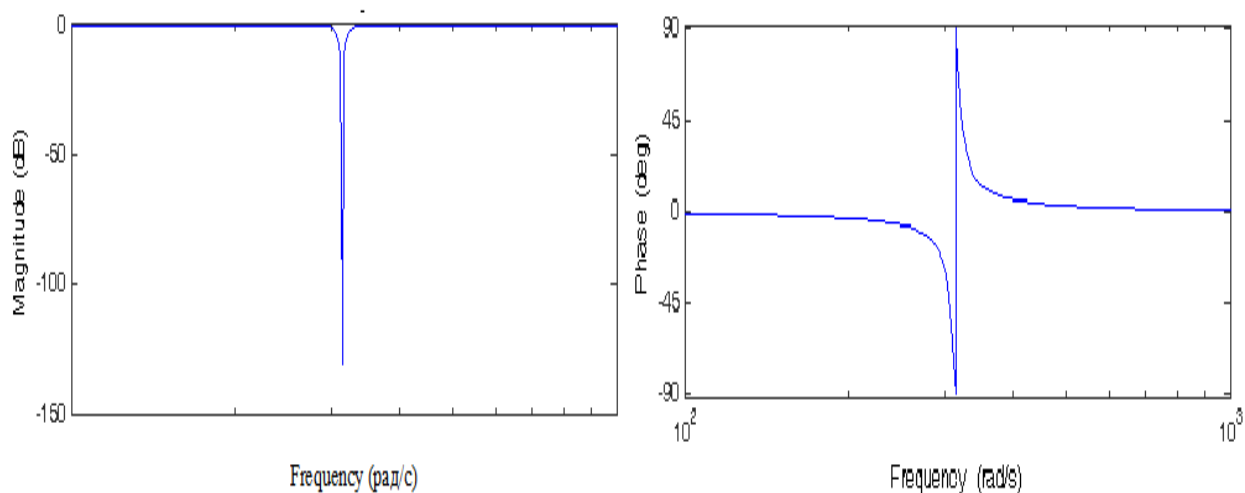
11 сурет – Синтезделген төменгі жиілікті фильтр сипаттамаларының АФС да орналасуы

12 – суретте синтезден кейінгі жоғары фильтрдің АФС берілген. АФС еш пульсациясыз, өткізу және басу сызықтары бірқалыпты, яғни, фильтр дұрыс жолмен синтезделген. Суреттегі графикке қарап отырып фильтр АФС фазаларға байланысты еш бұрмаланусыз екендігің көруге болады



12 сурет – Синтезделген жоғары жиілікті фильтр сипаттамаларының АФС да орналасуы

АФС еш пульсациясыз, өткізу және басу сызықтары бірқалыпты, яғни, фильтр дұрыс жолмен синтезделген. Сонымен қатар, графиктен фильтр фазаларға байланысты еш бұрмаланусыз кендігің көруге болады.

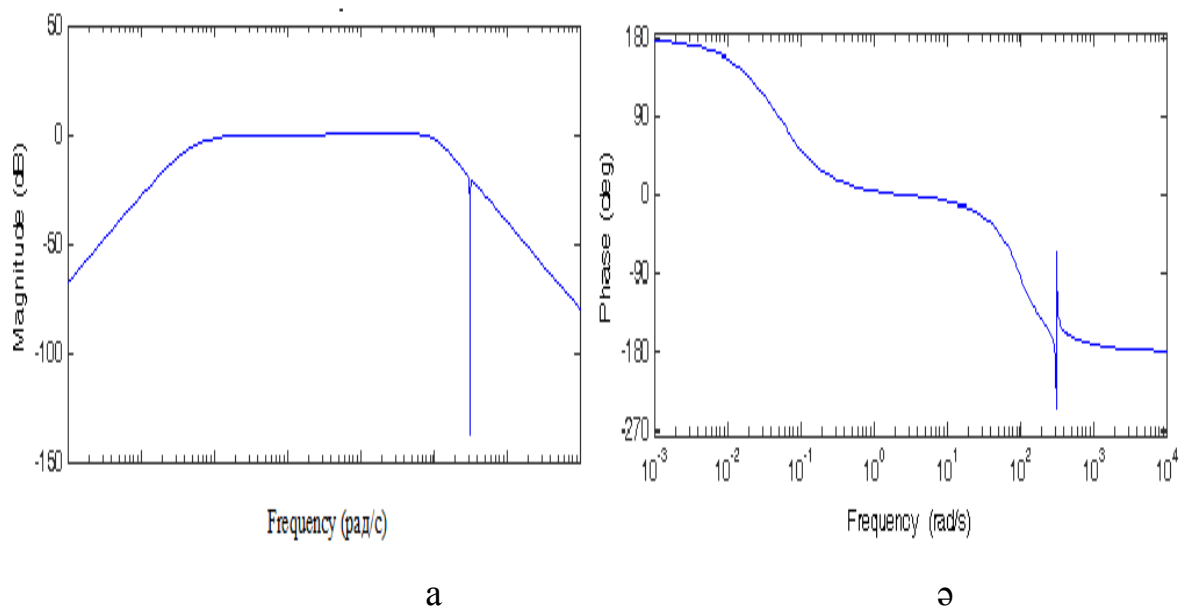


а

ә

13 сурет–Синтезделген режектрлі фильтрдің сипаттамаларының АФС да орналасуы

Басқару теориясының ережелеріне сәйкес беріліс функциясы бар, тізбектеліп орналасқан фильтрлер көбейтіліп, нәтижесінде жалпы синтезделген фильтрлерді аламыз. Үш фильтрдің беріліс функциялары көбейтіліп жалпы фильтрлер банкісінің беріліс функциясы алынады. Алыңған фильтрлердің сипаттамаларын көру үшін, жалпы 3 фильтр негізінде фильтрлер банкісі синтезделіп, оның АФС аламыз. Ол сәйкесінше 14 – суретте көрсетілген. 14 – суретте синтезден кейінгі фильтрлер банкісінің АФС берілген.



14 сурет—Синтезделген фильтрлер банкісінің сипаттамаларының АФС да орналасуы

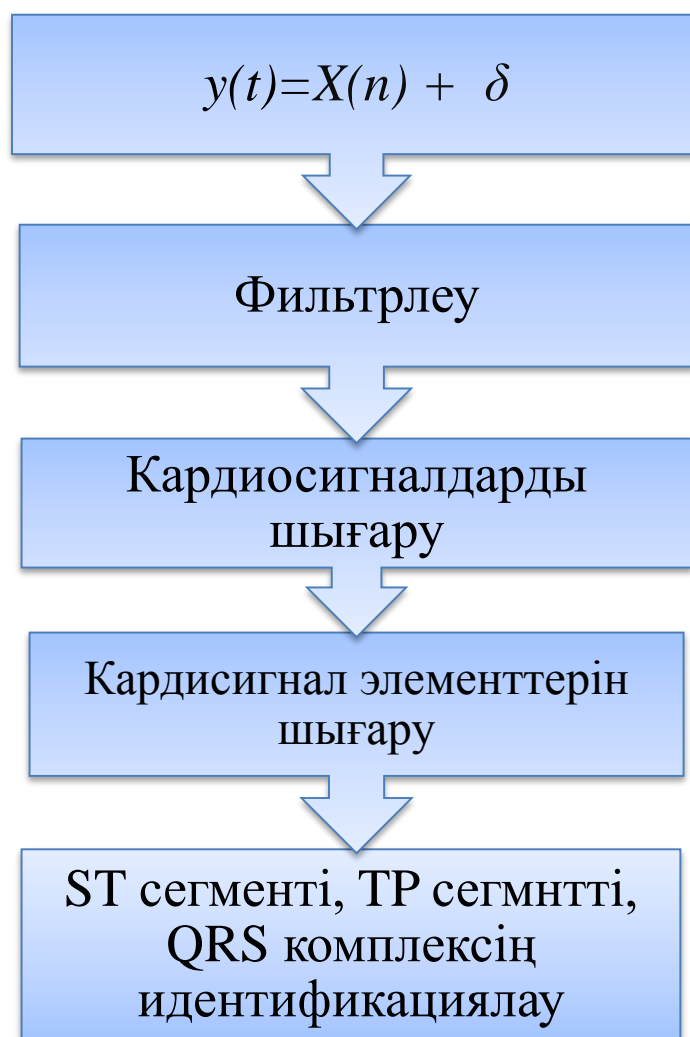
АЖС еш пульсациясыз, өткізу және басу сызықтары бірқалыпты, яғни, фильтрлер дұрыс жолмен синтезделген. 14 – суреттегі графикке қарап фильтр фазаларға байланысты еш бұрмаланбағандығына көз жеткізуге болады.

3.2 Matlab бағдарламасында фильтрлер банкісінің көмегімен кардиоциклды идентификациялау

MATLAB жоғарғы дәрежелі объекті-бағытталған жобалау концепциясын қолдана отырып, алгоритмдерді құрастыруға өте ыңғайлы құрал болып табылады.

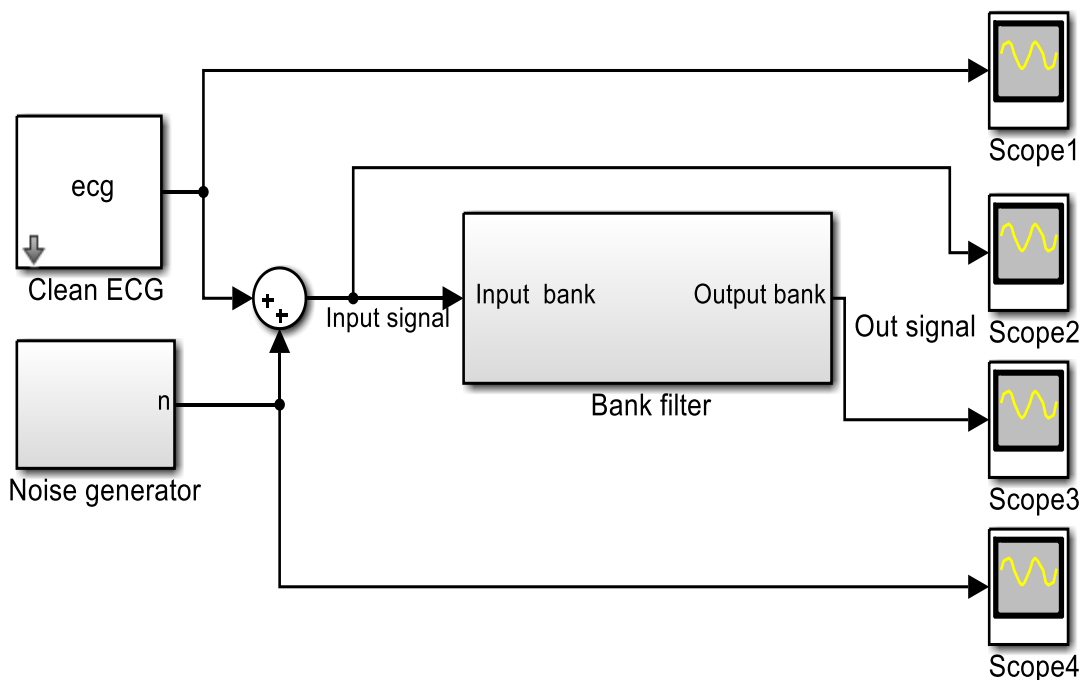
Фильтрлер банкісінің көмегімен кардиосигналды идентификациялау, жоғары бөліктерде толығымен қаралып және фильтрлердің параметрлері есептелініп алынды. Бізге белгілідей, жазып алынған кардиосигнал шуыл және артефактармен жиі ластанады. ЭКГ-ның шуылданған сигналың жою үшін, ЭКГ-нің бастапқы сигналың өңдеу қажет.

Электрокардисигналды идентификациялау алгоритмінің әдісі 15–суретте келтірілген. Бұл сұлбадан көріп отқанымыздай алдымен кардиосигналды генерациялауымыз қажет. ЭКГ сигналы қазіргі уақыт жағдайындағы режимде MATLAB коды арқылы генерацияланады. Бұл идентификациялау әдісі кардиосигналдардың толқындық формаларың модельдеу кезінде көптеген артықшылықтарға ие болады. Біріншіден, уақыт үнемдігі, екіншіден, шуылдарды жою және үшіншіден, P, T тісшелері мен Q, R, S пиктерінің табылуы

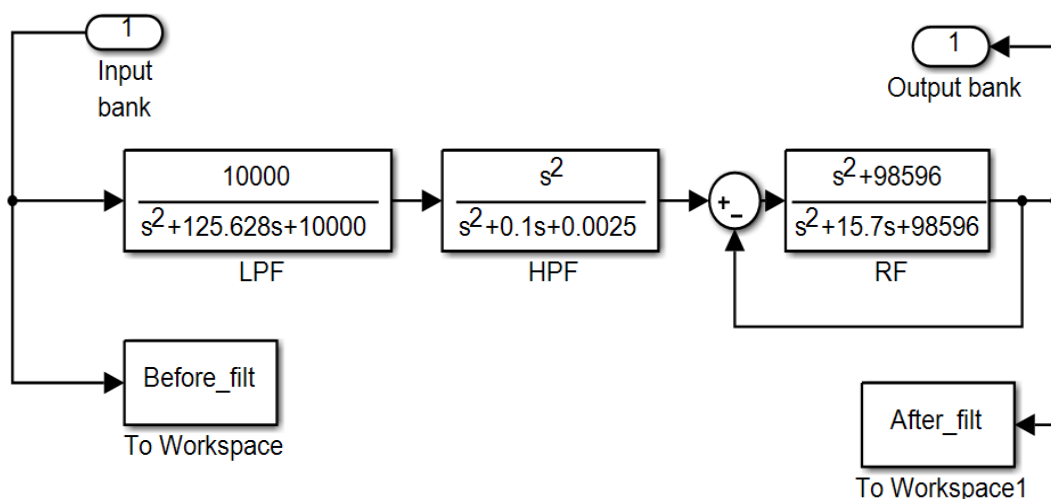


15 сурет – ЭКС-ті идентификациялау алгоритмі

Кардиосигналды фильтрациялауды фильтрлер банкісінің көмегімен жүзеге асыру, жоғарғы бөлімдерде толығымен қаралып және фильтрлер параметрлері есептелініп алынды. Бізге белгілідей, жазылып алынған кардиосигнал шу және жасанды кедергілермен беріледі. Шумен берілген ЭКГ сигналың жою үшін, ЭКГ бастапқы сигналың өңдеу қажет. 16-суретте SIMULINK те идентификациялауды жүзеге асыру сұлбасы көрсетілген.



16 сурет – Кардиосигналды идентификациялау сұлбасы



17 сурет– Фильтр банкісінің ашылған көрінісі

Блок–схемада көрсетілгендей SIMULINK те идентификациялау блогын құрастырамыз.

Егер модельдеу сұлбасын ашып жазатың болсақ (16,17 - суреттерді) , онда, LPF, HPF және NF блоктарына, сәйкесінше, төмен жиілікті, жоғары жиілікті және режекторлы фильтрдің беріліс функциялары енгізіледі. ” Noise generator ” шу генераторына кардиосигнал кедергісі үшін гармоникалық сигнал енгізіледі. Гармоникалық сигнал – жиілік ауытқуы 50Гц синусоидалы, шу амплитудасы 0,66 - ға тең.

ҚОРЫТЫНДЫ

Көптеген жылдар бойы электрокардиографтағы кедергі мен шуларды жоюдың әр-түрлі әдістері анықталды. Дегенмен кейбір аналогты және сандық әдістер бұл проблеманы шешуде толығымен анықталған жоқ. Мысалға, кардиосигналды цифрлі өңдеу кезінде адаптивтік фильтрлерді қолдану, кардиоциклдағы шу мен кедергілерді толығымен тазартпайды. Электрокардиографиялық кедергілер, әсіресе еркін белсенділік жағдайында ЭКС ұзақ зерттеу кезінде ерекше әртүрлілігімен және өзгергіштігімен ерекшеленетіндіктен, оларды жоюға байланысты барлық функцияларды орындайтын рәсімдер жоқ. Инвазивті емес ЭКГ-диагностика жүйелерінде ЭКС-ды талдау нәтижелерінің жоғары шынайылығы кедергілерге қарсы күрес жөніндегі шаралар электрокардиосигналдарды тіркеудің және өңдеудің барлық кезеңдерінде қарастырылған жағдайда ғана қамтамасыз етілуі мүмкін.

Бұл жұмыста пайдалы сигнал алу мақсатында қолданатын барлық шуылға қарсы өңдеу әдістерін зерттеп қарастырдым. Қорытындылай келе, шуылға қарсы әдістердің ең тиімді деген ол Гильберт-Хуанг және адаптивті сүзу әдістері болып табылады.

Проблеманы шешу кез келген модельдерді талап етпей, жүйеге кіріс сигналының статистикалық параметрлеріне бейімделуге мүмкіндік беретін адаптивті сүзгілерді пайдалану болып табылады.

Гильберт-Хуанг түрлендіруі негізінде салынған энергия тығыздығы беті уақыт жиілігі жазықтығының әр нүктесінде лездік сигнал энергиясының таралуын сипаттайды. Мұндай презентация ЭКС-дегі кедергілерді тиімді басудың көбірек мүмкіндіктерін береді және электрокардиограммалардың жаңа диагностикалық мүмкіндіктерін алу мүмкіндігін ашады.

ПАЙДАЛАНҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ

1. Акимов П. С., Евстратов Ф. Ф., Захаров С. И. и др. Обнаружение радиосигналов. Под ред. А. А. Колосова. – М.: Радио и связь, 1989.
2. Амосов Н.М., Агапов Б.Т., Паничкин Ю.В. Исследование сократительной функции миокарда методом фазовых координат // Доклады АН СССР. — 1972. — 202. — № 1. — С. 245–247.
3. Ананченко В.Н., Гофман Л.А. Теория измерений. – Ростов н/Д: ДГТУ, 2002. - 115 с.
4. Аракчеев А. Г., Сивачев А. В. Электрокардиографическая техника для исследования функционального состояния сердца / Под ред. В. А. Викторова. – М.: ВНИИМП-ВИТА, 2002. - 126 с.
5. Бакалов В.П. Основы биотелеметрии – М.: Радио и связь, 2001.
6. Барановский А. Л., Калиниченко А. И. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. – М.: Радио и связь, 1993. 112 с.
7. Барнс Дж. Электронное конструирование: Методы борьбы с помехами: Пер с англ. – М.: Мир, 1990.
8. Баскаков С.И. Радиотехнические цепи и сигналы. – М.: Высшая школа, 1988.
9. Бендат Дж. Основы теории случайных шумов и ее применения. – М.: Наука, 1965.
10. Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных: Пер. с англ. – М.: Мир, 1989. – 540 с.
11. Беспроводной датчик здоровья для удаленного контроля. Сайт [micro-system.org](http://www.micro-system.org) – Робототехника и новинки электроники. URL: <http://www.micro-system.org/besprovodnoj-datchik-zdorovya-dlya-udalennogo-kontrolya.php> (дата обращения: 12.11.2015).
12. Блейхут Р. Быстрые алгоритмы цифровой обработки сигналов. – М.: Мир, 1989. 448 с.
13. Бодин, О. Н. Принципы построения, структура и особенности компьютерной диагностической системы «Кардиовид» // Медицинская техника, 2006. № 1. С. 33-35.
14. Бодин О. Н. Система неинвазивного контроля состояния сердца: Дис. ... д-р. техн. наук: 05.11.17, 05.13.01. Пенза, 2008. 345 с.
15. Бодин О.Н., Кривоногов Л.Ю., Иванчуков А.Г., Петровский М.А. Беспроводной кардиоусилитель компьютерной диагностической системы «Кардиовид». Кардиостим 2014. Сборник тезисов XI Международного конгресса «Кардиостим» – СПб.: Человек, 2014. С. 47.
16. Бодин О.Н., Кривоногов Л.Ю., Иванчуков А.Г., Петровский М.А. Беспроводная система электрокардимониторинга как альтернатива холтеровским мониторам. Материалы 14-го конгресса Российского общества холтеровского мониторирования и неинвазивной электрофизиологии (РОХМиНЭ), 6-го

Всероссийского конгресса «Клиническая электрокардиология», 11-12 сентября 2013 г. Иркутск. С. 58-59.

17. Браммер К., Зиффлинг Г. Фильтр Калмана-Бьюси. Пер. с нем. – М.: Наука. Главная редакция физико-математической литературы. 1982.

18. Букингом М. Шумы в электронных приборах и системах. – М.: Мир, 1986.

19. Вальд А. Последовательный анализ: пер. с англ. – М.: Физматгиз, 1960.

20. Валужис А.К., Лосинксне Л.В. и др. Структурный анализ электрокардиосигналов. // Математическая обработка медико-биологической информации. – М.: Наука, 1976. – С. 182–192.

21. Валужис А.К., Рашимас А.П. Статистический алгоритм структурного анализа ЭКС. // Кибернетика, 1979. – № 3. – С. 91–95.

22. Ван дер Зил А. Шумы при измерениях. – М.: Мир, 1979.

23. Вапник В. Н., Червоненкис А. Я. Теория распознавания образов. – М.: Наука, 1974.