

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ

Сәтбаев Университеті

Ә.Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік инженерия институты

«Роботтық техника және автоматиканың техникалық құралдары»
кафедрасы

Нұрлыбаева Айгерим Бауыржанқызы

Жоғарғы жиілікті кедергілерді басуға арналған режекторлық сүзгілеудің
алгоритмін құрастыру

Дипломдық жобаға
ТҮСІНІКТЕМЕЛІК ЖАЗБА

5B071600 – Аспап жасау мамандығы

Алматы 2019

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ
МИНИСТРЛІГІ

Сәтбаев Университеті

Ә.Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік инженерия институты

«Роботтық техника және автоматиканың техникалық құралдары»
кафедрасы

5B071600 – Аспап жасау

БЕКІТЕМІН

РТЖАТҚ кафедра меңгерушісі
Техника ғылымдарының
кандидаты
_____ Қ.А. Ожикенов
«_____» _____ 2019 ж.

Дипломдық жоба орындауға
ТАПСЫРМА

Білім алушы Нұрлыбаева Айгерим Бауыржанқызы

Тақырыбы: Жоғарғы жиілікті кедергілерді басуға арналған режекторлық сүзгілеудің алгоритмін құрастыру

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

Аяқталған жұмысты тапсыру мерзімі 2019 жылғы «__» _____

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

Дипломдық жұмыста қарастырылатын мәселелер тізімі

а) режекторлық сүзгінің синтезі;

б) Амплитуда-жиіліктік сипаттамасы;

в) Фаза-жиіліктік сипаттамасы;

г) SIMULINKTE-те блок схемасын құрастыру;

д) SNR параметрін есептеу;

ж) ЭКГ сигналын сүзгілеуге дейінгі және кейінгі жиілік спектрі.

Графикалық материалдардың тізімі (міндетті түрде қажет сызбалар көрсетілген) 10 слайд

Ұсынылған негізгі әдебиеттер 20 әдебиеттер тізімі

Дипломдық жұмысты (жобаны) дайындау
КЕСТЕСІ

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

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

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

Ғылыми жетекшісі _____ К.К.Мақешова
(қолы)

Тапсырманы орындауға алған білім алушы _____ А.Б.Нұрлыбаева
(қолы)

Күні « _____ » _____ 2019 ж.

АҢДАТПА

Бұл дипломдық жұмыс адамның жүрек-қантамыр жүйесінің денсаулық жағдайы туралы ақпаратты алуға теріс әсер ететін артефактілерді зерттеуге арналған. Бұл жұмыс медициналық аспап жасаудың басты міндеті кардиосигналды тіркеу кезінде кедергілер мен шуды толық жою болып табылатынын көрсетеді.

Бірінші тарауда Notch сүзгісінің синтезі жасалып, оның динамикалық сипаттамалары анықталды.

Екінші тарауда кардиосигналды сүзуді іске асырудың типтік блок сұлбасы Simulink-те сүзу схемасы салынды және құрастырылды. Matlab пакетінің Simulink ортасында кардиосигналды сүзу жүзеге асырылды.

АННОТАЦИЯ

Данная дипломная работа предназначена для изучения артефактов, отрицательно влияющих на получение информации о состоянии здоровья сердечно-сосудистой системы человека. Эта работа показывает, что главной задачей медицинского приборостроения является полное устранение помех и шума при регистрации кардиосигналов.

В первой главе был сделан синтез фильтра Notch и определены его динамические характеристики.

Во второй главе была построена и разработана типовая блок-схема реализации кардиосигнальной фильтрации в Simulink. Осуществлена кардиосигнальная фильтрация пакета Matlab в среде Simulink.

ANNOTATION

This dissertation is designed to study artifacts that negatively affect information about the health of the human cardiovascular system. This work shows that the main task of medical instrumentation is the complete elimination of interference and interference in the registration of cardiac signals.

In the first chapter, the synthesis of the Notch filter and its dynamic characteristics are determined.

In the second chapter was built and developed a typical block diagram of the implementation of cardiosignal filtering in Simulink. Held filtering kardiosignalas Matlab Simulink environment.

МАЗМҰНЫ

	КІРІСПЕ	9
1	Кардиосигналды өңдеуге арналған Notch сүзгі синтезі	10
1.1	Notch сүзгі синтезі	10
1.2	Сүзгінің беріліс функциясын анықтау	10
1.3	Жиілік параметрлерін анықтау	11
1.4	Дискретизация жиілігін анықтау	11
1.5	Амплитуда-жиіліктік сипаттамасын алу	14
1.6	SNR параметрін есептеу	15
2	Кардиосигналды сүзуді SIMULINK-те іске асыру	20
2.1	Кардиосигналды моделдеу	20
2.2	Кардиосигналды сүзгілеу сұлбасын құрастыру	21
2.3	ЭКГ сигналын детектірлеу	25
2.4	ЭКГ-ның аномальды сигналын анықтау	26
2.5	ЭКГ қалыпты және аномалды сигналын салыстыру	29
	ҚОРЫТЫНДЫ	31
	ПАЙДАЛАНЫЛҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ	32

КІРІСПЕ

Қазіргі таңда электрокардиография (ЭКГ) жүрек-тамыр жүйесін аспаптық зерттеудің кең таралған және адамдар үшін қол жетімді жетекші әдістерінің бірі болып табылады. Осы әдістеменің негізінде жүректе пайда болатын биопотенциалдарды тіркеу жатыр. Деректерді тіркеу және өңдеу саласындағы соңғы жетістіктер зерттеу нәтижелерін өте ыңғайлы, тіпті дайын диагноз түрінде шығаруға мүмкіндік береді, бірақ әлі күнге дейін электрокардиологиялық зерттеулерді автоматтандыру саласында шешілмеген мәселелер бар. Мысалы, атап айтқанда кардиосигналды алу және өңдеу кезінде электрокардиологиялық құралдардың кедергіге төзімділігін арттыру. Шығу тегі әртүрлі сигналдар жүрек биопотенциалдарының әлсіз сигналдарына сәйкес келеді. Әдетте, зерттелетін ЭКС – ғы кез келген басқа сигнал кедергі болып табылады (ағылшын тіліндегі әдебиетте мұндай сигнал artifact – артефакт деп аталады, латын тілінен аударғанда artefactum-жасанды жасалған). Осылайша, жүректің биоэлектрлік белсенділігін зерттеу әдісі ЭКС-ды алуға және өңдеу кезінде кедергілерді тиімді басуға, диагностикалық қорытындылардың дұрыстығын арттыруға, жүрек-қан тамырлары ауруларын диагностикалаудың тиімділігін арттыруға мүмкіндік береді.

Бұл жұмыстың мақсаты артефактілерді жою әдістері мен алгоритмдерін зерттеу және электр беру желісінен кардиосигналға жоғары жиілікті кедергілердің әсерін зерттеу, және де сол кедергілерді жоюдың ең тиімді әдісін анықтау болып табылады. Дипломдық жұмыстың бұл тақырыбы медицина саласында да, бағдарламалау саласында да сандық сигналдарды шифрлеу алгоритмдерін әзірлеу ретінде өзекті болып табылады.

Дипломдық жұмысты шешу үшін Matlab бағдарламасы арқылы эксперименттер жүргізілді. Кардиосигналдарды өңдеуге арналған тәжірибелік зерттеулер денсаулық сақтау мекемелерінен алынды.

Кардиосигналдарды сүзуге арналған бұл әдіс электр беру желісінен болатын кедергілерді сапалы болдырмауға мүмкіндік береді, осылайша кардиосигналдың сапалық сипаттамасы артады.

1. Кардиосигналды өңдеуге арналған notch сүзгі синтезі

1.1 Notch сүзгі синтезі

Notch сүзгі (режекторлық сүзгі) - ЭКГ сигналында кедергі жиілігін сүзгіден өткізеді. Барлық сүзгілер RLC тізбегінен тұрады және беріліс функциясымен сипатталады. Беріліс функциясы деп отырғанымыз қандай да бір объектінің математикалық сипаттамасының түрі. Әдетте, Notch сүзгі үшін екінші ретті жүйе жиі қолданылады.

Notch сүзгісін синтездеу үшін сүзгінің беріліс функциясын, сүзгі ретін, дискретизация жиілігін, өткізу жолағын анықтаймыз. Электр беру желілеріндегі кедергілер-бұл жиілігі 50 Гц болатын тар жолақты шу.

1.2 Сүзгінің беріліс функциясын анықтау

Notch сүзгісінің беріліс функциясы ω кесу жиілігі мен Q тербелмелі контурдың беріктігімен сипатталады. Режекторлық сүзгінің беріліс функциясы келесі түрге ие:

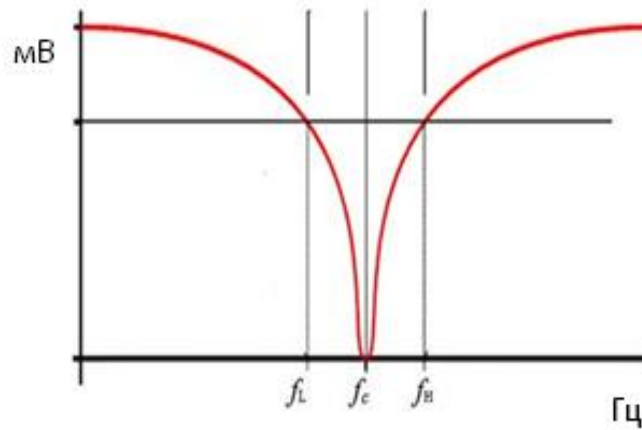
$$W(s) = \frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2}, \quad (1)$$

мұндағы ω_0 – режектордың жиілігі (рад/с),
 Q – тербелмелі контурдың беріктігі .

$$Q = \frac{f_c}{f_H - f_L}; f_c = \sqrt{f_H \times f_L}, \quad (2)$$

мұндағы, f_H – режектордың жоғарғы жиілігі,
 f_L – режектордың төменгі жиілігі,
 f_c – орталық жиілік.

Егер орталық жиілігі 50 Гц-ке тең болса, онда f_H , f_c жиілігі 48,6 және 51,1 Гц-ке тең. Жалпы көрініс үшін 1.2.1-суретте АЖС жиіліктік шекараларының орналасуы бейнеленген.



1.2.1 сурет – АЖС-ғы Notch сүзгісінің жиіліктік шекараларының орналасуы

1.3 Жиілік параметрлерін анықтау

Сәйкесінше, беріліс функциясы (1) және сигналдың беріктігі үшін жиілік параметрлерін есептейміз. Электр беру желілерінің жиілігі $f=50$ Гц-ке тең деп алынады:

$$\omega = 2\pi f = 314 \frac{\text{рад}}{\text{с}},$$

$$f_c = \sqrt{f_H \times f_L} = \sqrt{51.1 \times 48.6} = \sqrt{2499} \approx 50 \text{Гц},$$

$$Q = \frac{f_c}{f_H - f_L} = \frac{50}{2.5} = 20$$

Q мәні жоғары болған сайын беріліс функциясы өсетіні белгілі.

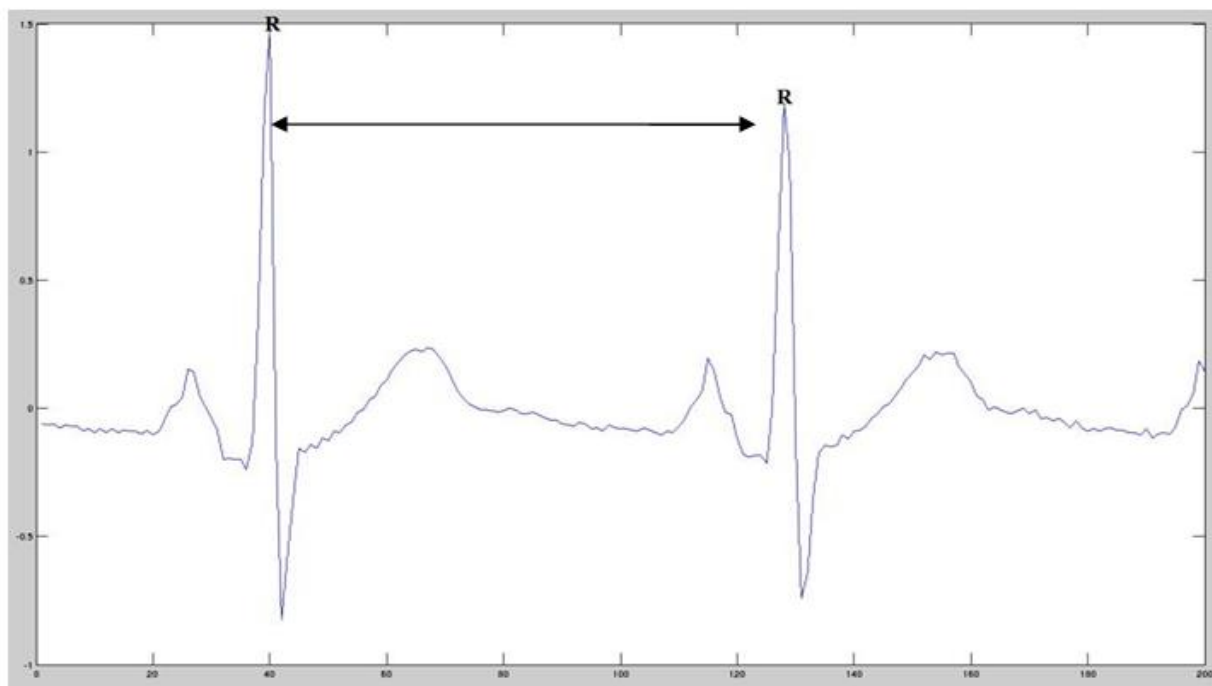
$$W(s) = \frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2} = \frac{s^2 + 314^2}{s^2 + \frac{314}{20}s + 314^2} = \frac{s^2 + 98596}{s^2 + 15.7s + 98596}$$

1.4 Дискретизация жиілігін анықтау

Дискретизация жиілігін анықтаймыз. Дискретизация жиілігі-үздіксіз есептеу жиілігін білдіреді. Кесте бойынша R1 бірінші соққы шыңы 40-шы санаққа тең, ал R2 екінші соққы шыңы 130 санаққа тең деп анықтауға болады.

R шыңдар арасындағы қашықтық немесе соққылар арасындағы қашықтық RR, ал оның мәні $\tau=90$ тең. Дені сау адамның жүрек жиілігі 75 соққы/минутына тең. Егер минутына 75 соққы болса, дискретизация жиілігі келесі жолмен есептеледі:

$$F_s [\text{санақ/с}] = \frac{75 \left[\frac{\text{соққы}}{\text{мин}} \right] \times 90 \left[\frac{\text{санақ}}{\text{соққы}} \right]}{60 \left[\frac{\text{с}}{\text{мин}} \right]} = 110 \left[\frac{\text{санақ}}{\text{с}} \right], \quad (3)$$



1.4.1 сурет – Дискреттеу жиілігін анықтау үшін R шыңдарының орналасуы

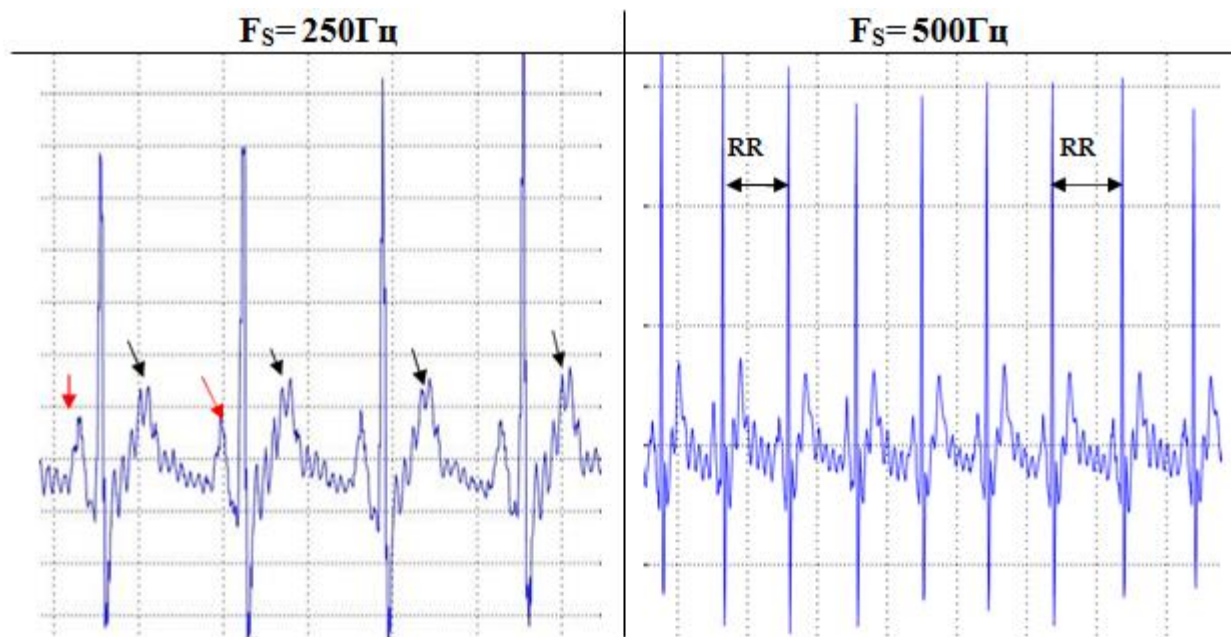
(3) есептеу бойынша $F_s=110$ Гц дискреттеу жиілігі деп айта аламыз, одан бастапқы сигналды қалпына келтіруге болады. Котельников теоремасы бойынша: "спектрі F_{\max} жиілігімен шектелген кез келген үздіксіз функция $s(t)$, бір-бірінен $\Delta t=1/(2f_{\max})=\pi/\omega_{\max}$ интервалымен айырмашылық жасайтын уақыт сәтінде өз мәндерінің реттілігімен толық анықталады", дискреттеу жиілігі қажетті сигнал жиілігінен 2 есе болуы керек.

Передискретизация-сигналдарды сандық өңдеуде кеңінен қолданылатын дискреттеу жиілігінің мәндерін өзгертуді айтамыз. Передискретизация екі алгоритммен жүзеге асырылады:

- 1)Интерполяция-жиілік ауқымын ұлғайту.
- 2)Децимация-жиілік ауқымын азайту.

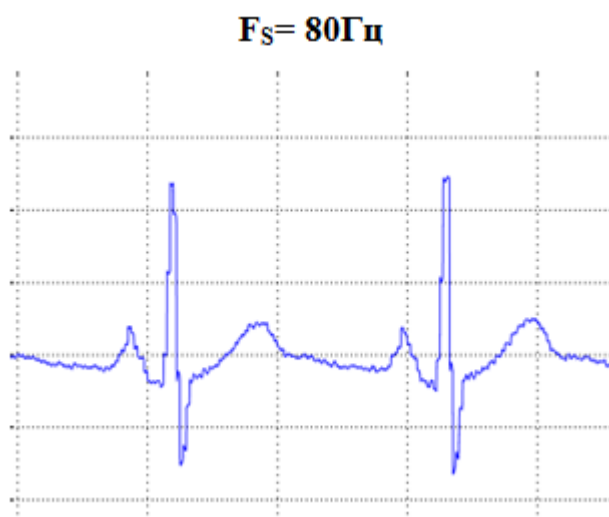
$F_s=250$ Гц -ке тең болғанда толқын Т (кестеде қара сызықпен) ЭКГ-ның калибрлеу сигналымен салыстырғанда ұшты (1.4.2 сурет). Сондай-ақ, қызыл

сызық түрінде көрсетілген p толқынының үйлесімі пайда болады. $F_S=500$ Гц кезінде толқын ұзындығы ығысады, ал RR толқындар арасындағы қашықтық азаяды.



1.4.2 сурет – Интерполяцияның кардиосигналға әсері

Децимация кезінде дискреттеу жиілігі график бойынша сигнал сапасының өзгеруімен анықталады. $F_S=80$ Гц кезінде кардиосигнал бұрмаланбайды, сол уақытта сигналдың сапасы азаяды.

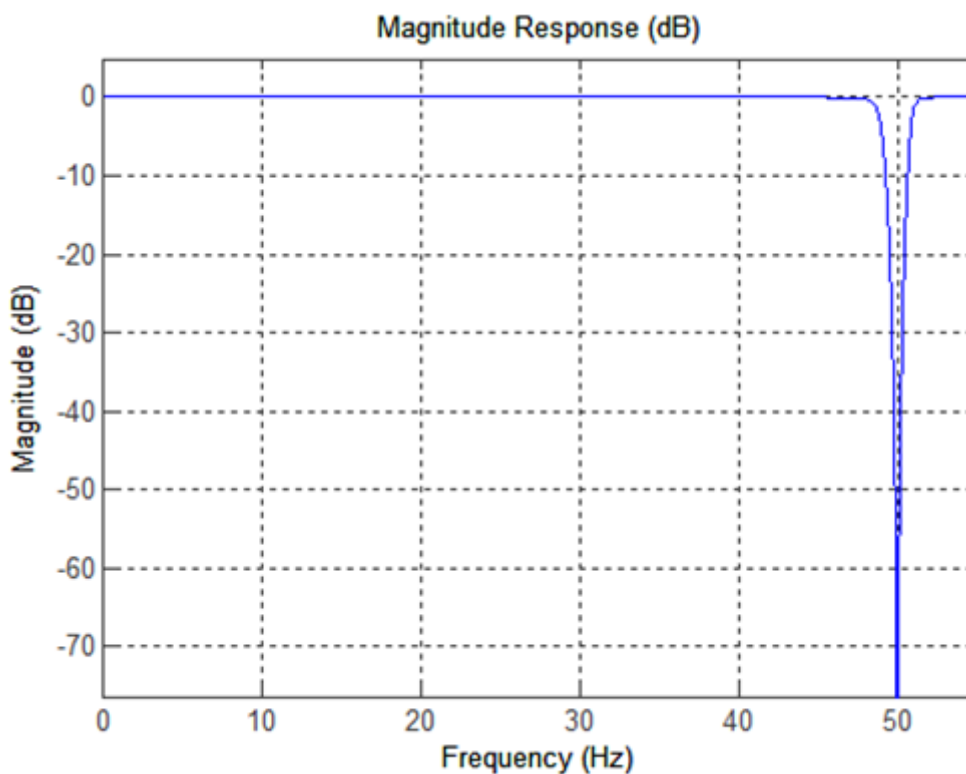


1.4.3 сурет – Децимацияның кардиосигналға әсері

Графикалық нәтиже бойынша интерполяция және децимация кезінде дискреттеу жиілігі пішінді бұрмалайды, бұл нәтижелердің дұрыс түсіндірілмеуіне әкеледі, яғни кардиосигналдың сапасын азайтады. Осылайша, $FS=110$ Гц дискреттеу жиілігі дұрыс есептелді, бұл жиілік сигнал пішінін бұрмаламайды.

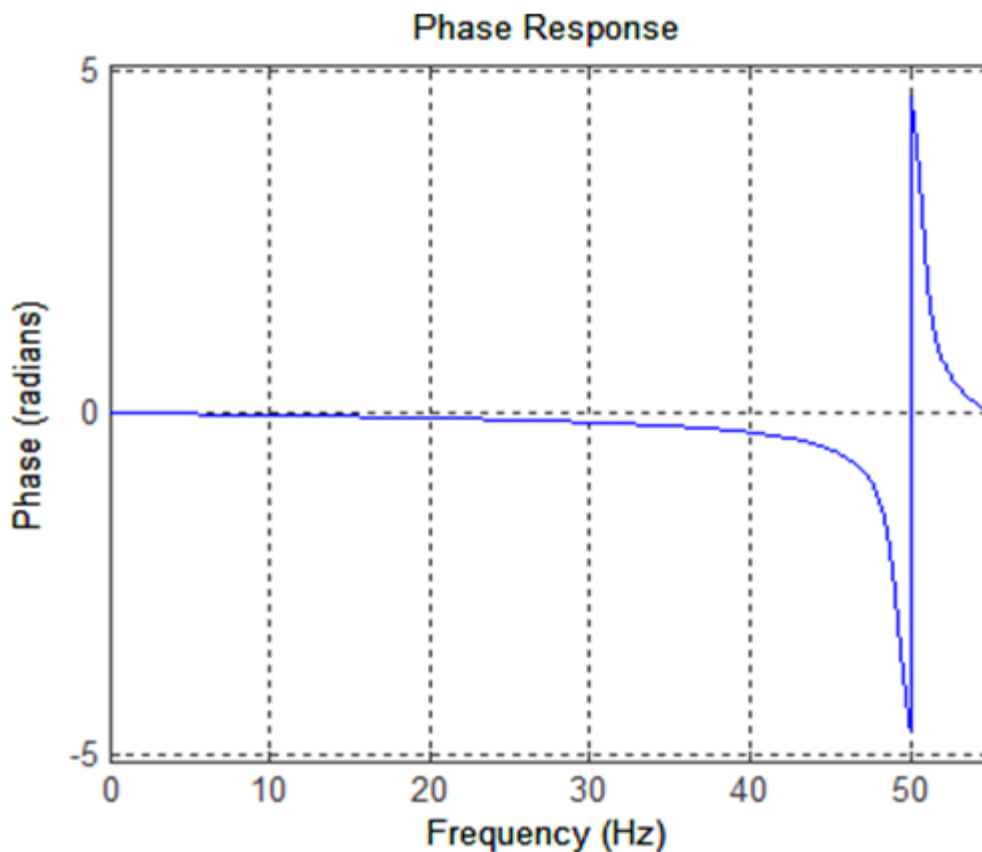
1.5 Амплитуда-жиіліктік сипаттамасын алу

Синтездің келесі кезеңі-фильтрдің амплитудалық-жиіліктік сипаттамасын (АЖС) анықтау. АЖС-жиілік аймағында сүзгінің кіріс сигналымен өзара әрекеттесуін сипаттайды. Синтез кезінде Notch сүзгісінің АЖС-ын алу қажет. 1.5.1 суретте Notch сүзгісінің АЖС-сы ұсынылған.



1.5.1 сурет – Notch сүзгісінің АЖС-сы

Сондай-ақ, Notch сүзгісінің АЖС-сың графигі фазалық жиіліктік сипаттамасымен (ФЖС) толықтырылады. ФЖС деп - сигнал жиілігіне байланысты кіріс және шығыс сигнал фазаларының айырмашылығын айтамыз.



1.5.2 сурет – Notch сүзгісінің ФЖС-сы

1.6 SNR параметрін есептеу

Шулы ЭКГ-ның сигналы сигнал/шу қатынасын жақсарту негізінде бағаланады SNR (Signal to noise ratio).

SNR сигнал/шу қатынасы келесі жолмен есептеледі:

$$SNR = 10 \log \left[\frac{\sum_{i=1}^N x(i)^2}{\sum_{i=1}^n (x(i) - \overline{x(i)})^2} \right] \quad (4)$$

мұндағы, $x(i)$ – кіріс кардиосигналы,
 $\overline{x(i)}$ – шулы кардиосигнал,
 N – кардиосигнал ұзындығы.

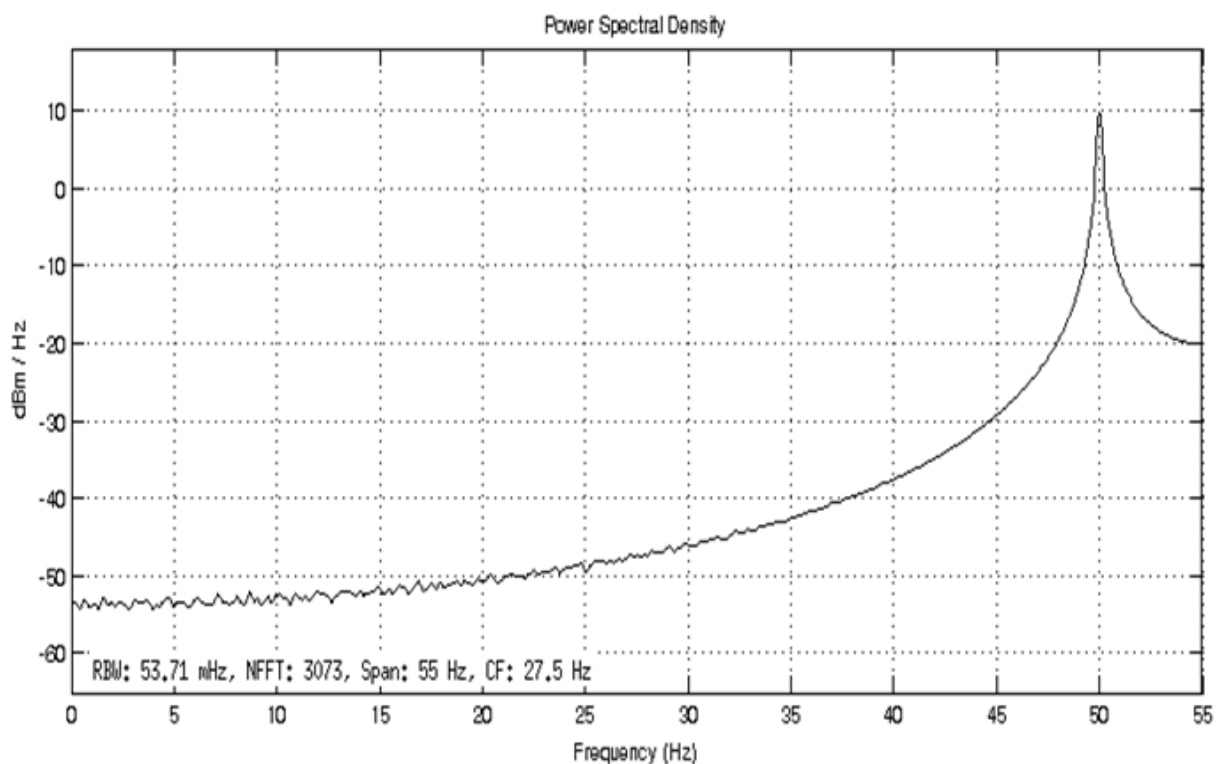
SNR параметрлерін есептеу Matlab-та M-file көмегімен жүзеге асырылады. 1.1 кестеде SNR есептеу нәтижесі көрсетілген .

1.1 кесте – Notch сүзгісі үшін SNR

Кардиосигнал	Сүзгілеуге дейінгі SNR, дБ
--------------	----------------------------

1 ЭКГ	-0,7928
2 ЭКГ	-1,1334
Орташа	-0,9631

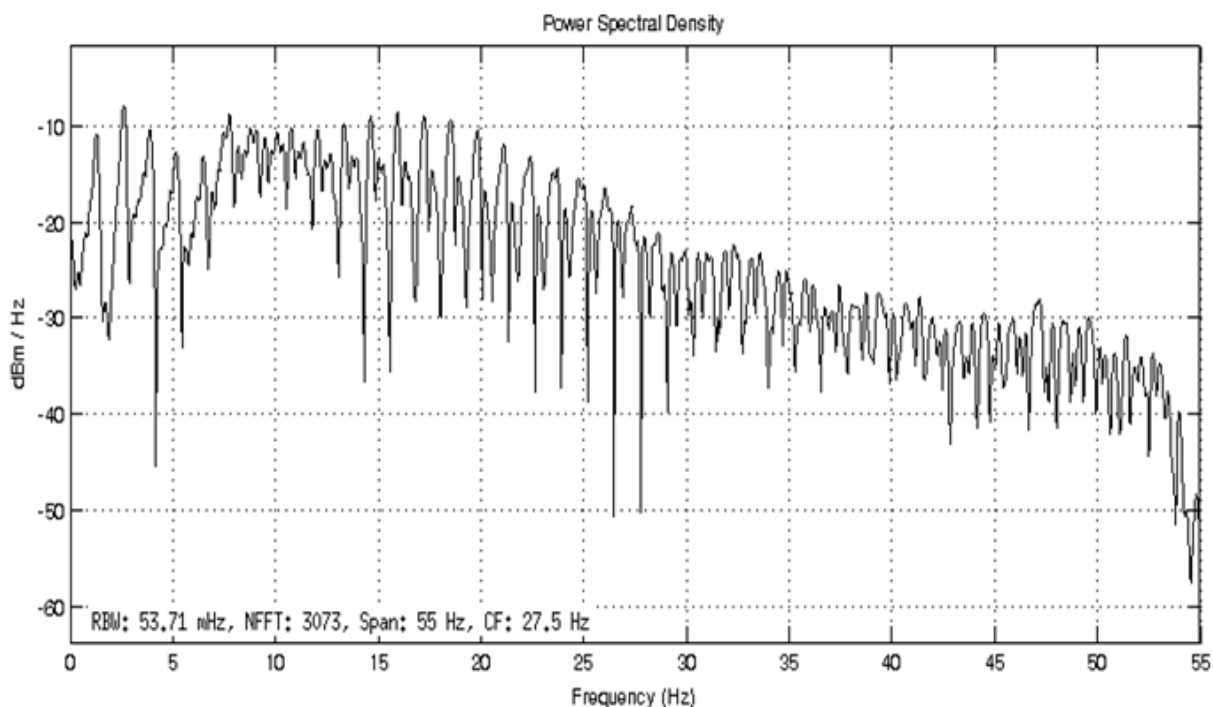
Notch сүзгісіне арналған SNR есептеу нәтижелері сүзілмеген кардиосигнал үшін -0,7928 дБ құрайтынын көрсетті. Егер сүзгінің барлық параметрлері сәйкес келсе, онда SNR азаяды. Бұл сүзгі ЭКГ сигналында электр жеткізу желілерінің кедергілерін алып тастайтынын білдіреді. Синтездің келесі кезеңі сигналдың жиілік спектрін анықтау болып табылады. Жиілік спектрі белгілі бір жиілік диапазоны үшін сигналдың энергиясын көрсетеді. Кардиосигнал үшін жиілік спектрін қарастырайық.



1.6.1 сурет – Шу генераторының жиіліктік спектрі

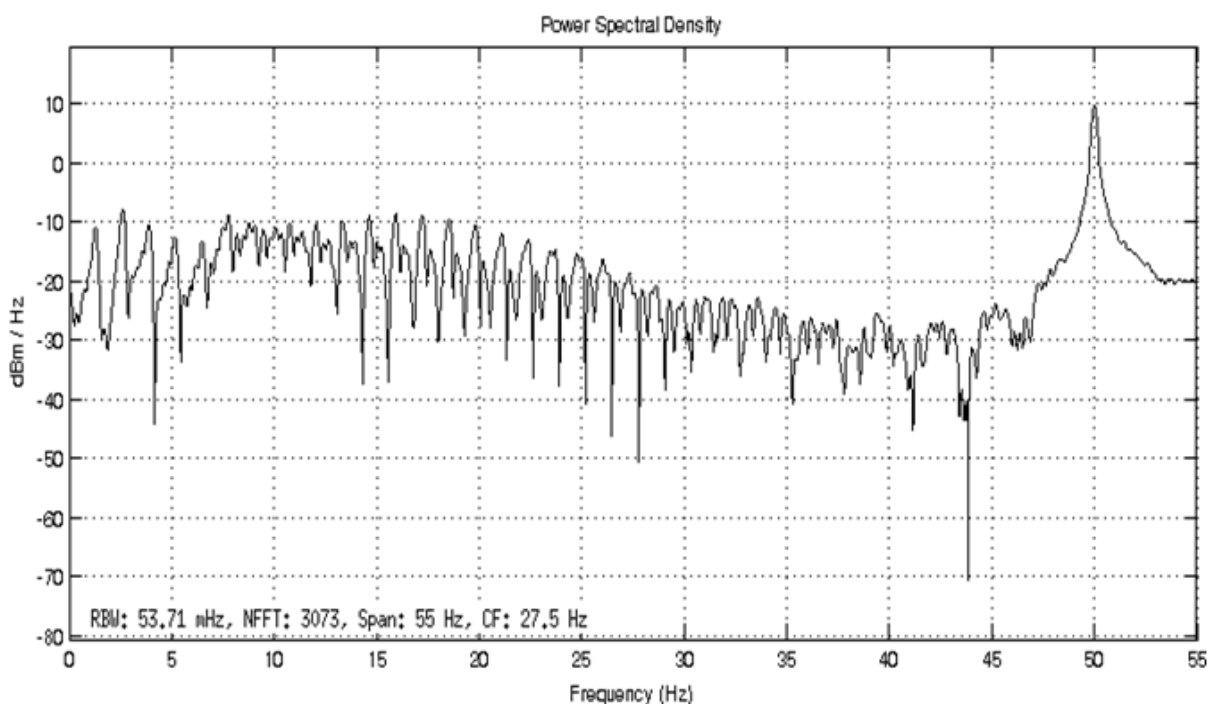
Шу генераторының жиіліктік спектрі келтірілген. Шу генераторы жиілігі 50Гц-ке тең кардиосигналды басу үшін қажет.

Одан әрі келесі кестеде кардиосигналдың жиілік спектрлері келтіріледі.



1.6.2 сурет – Жиілік спектрі

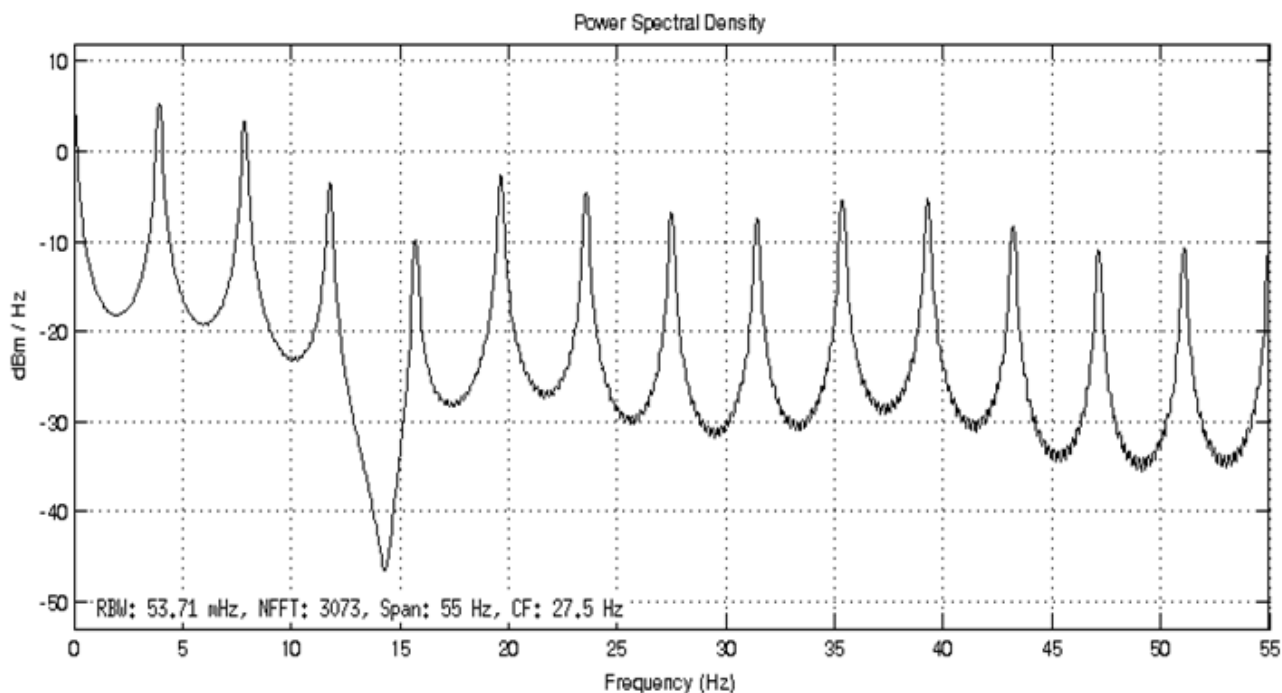
1.6.2 суретте ЭКГ-ның жиілік спектрінде кіріс сигналының гармоникалық құрамын көруге болады. У осінде сигналдың энергиясы бөлінген. Кесте бойынша сигналдың энергиясы -22 Дб/Гц-ке тең және біртіндеп таралатынын көруге болады. 1.6.3 суретте сүзгі жағдайын бағалау үшін сүзгіге дейінгі радиосигнал келтіріледі.



1.6.3 сурет – Сүзгілеуге дейінгі радиосигналдың жиілік спектрі

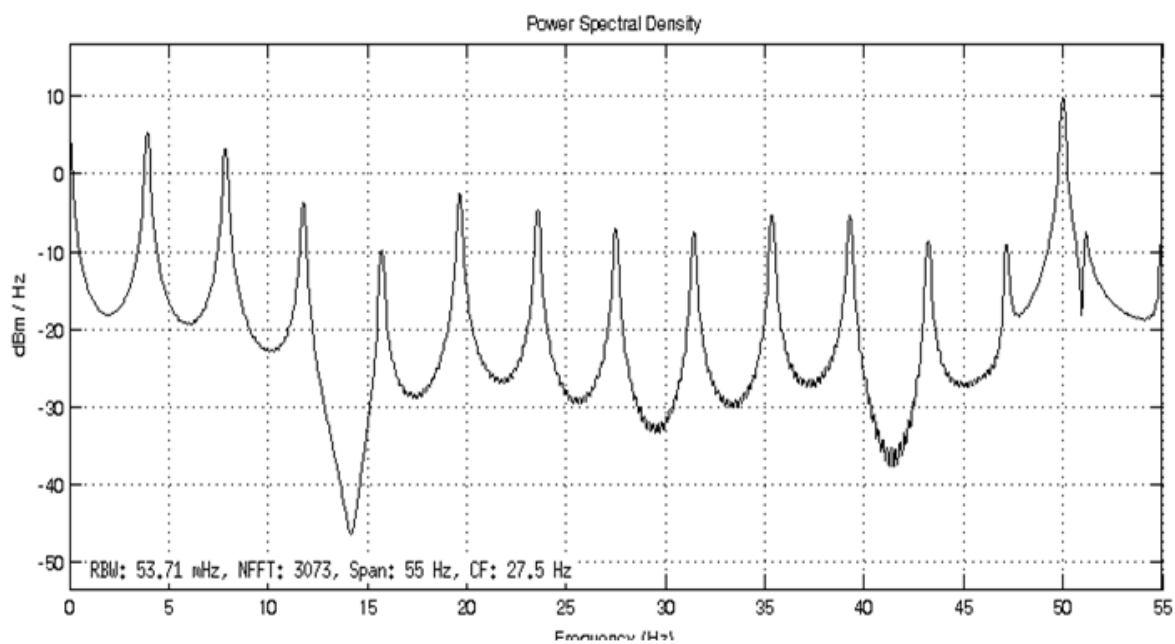
1.6.3 суретте сүзгілеуге дейінгі радиосигналдың жиілікт спектрі көрсетілген. Спектрдің ең үлкен шыңы 50Гц, сигнал қуатын тарату -22 Дб/Гц екенін көруге болады.

Сүзгі жағдайын бағалау үшін ЭКГ кардиосигналының қалыпты және аномальді зерттеулері жүргізіледі. Әрі қарай миокард инфарктісі үшін жиілік спектрлерін қарастырайық.



1.6.4 сурет – Миокард инфарктінің жиілік спектрі

ЭКГ жиіліктік спектрлері бойынша тербелістердің гармоникасы ЭКГ идеалданған (қалыпты) сигналымен бірдей емес деп айта аламыз. Сигнал энергиясын тарату 5 Дб/Гц-ке сәйкес келеді.



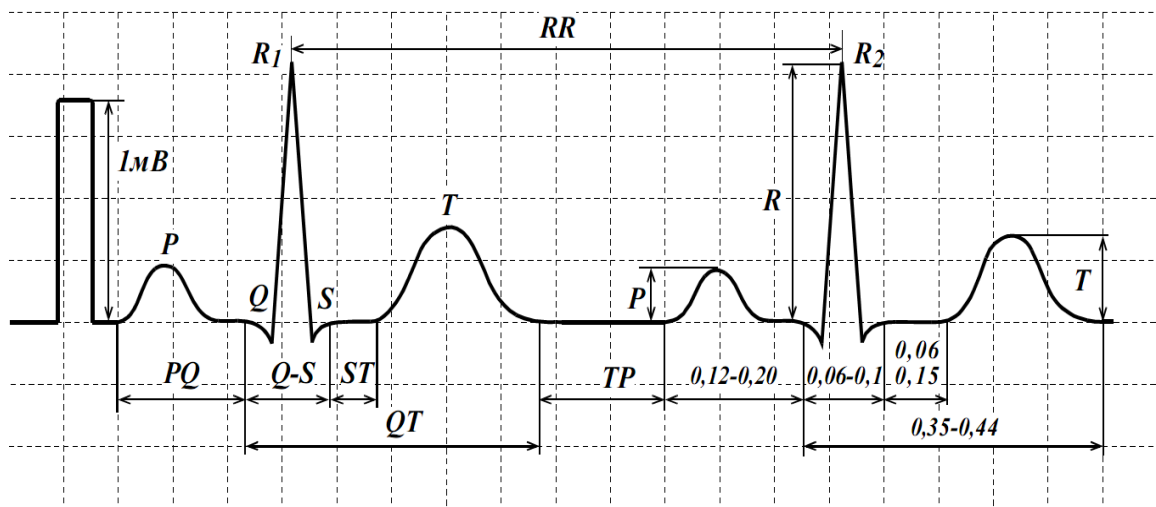
1.6.5 – Сүзгілеуге дейінгі миокард инфарктінің жиілік спектрі

Барлық келтірілген графикалық деректер сүзуден кейін салыстыру үшін қажет болады. Сүзгілеуден кейін, Notch сүзгісінің сапасын бағалаймыз.

2. Кардиосигналды сүзуді simulink-те іске асыру

2.1 Кардиосигналды моделдеу

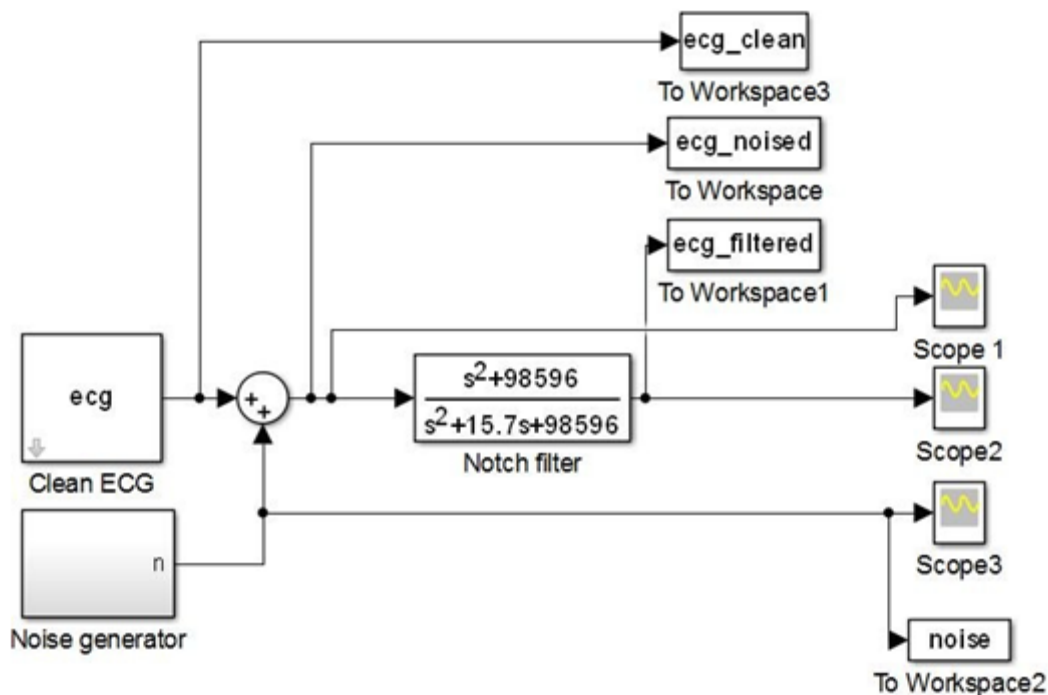
ЭКС-ды Notch сүзгісінен өткізу үшін бірінші тарауда қарастырылған бірқатар негізгі параметрлер қажет. Алдыңғы бөлімде сүзгінің синтезі жасалынып, оның параметрлері есептелген. Көптеген жағдайларда алынатын кардиосигнал аса маңызды жиіліктер жолағында өзін көрсете алатын кедергілерге толы және зақымдалған. ЭКГ шулы сигналын болдырмау үшін ЭКГ-ның негізгі сигналын өңдеу қажет.



2.1.1 сурет- ЭКГ сигналының базалық формасы

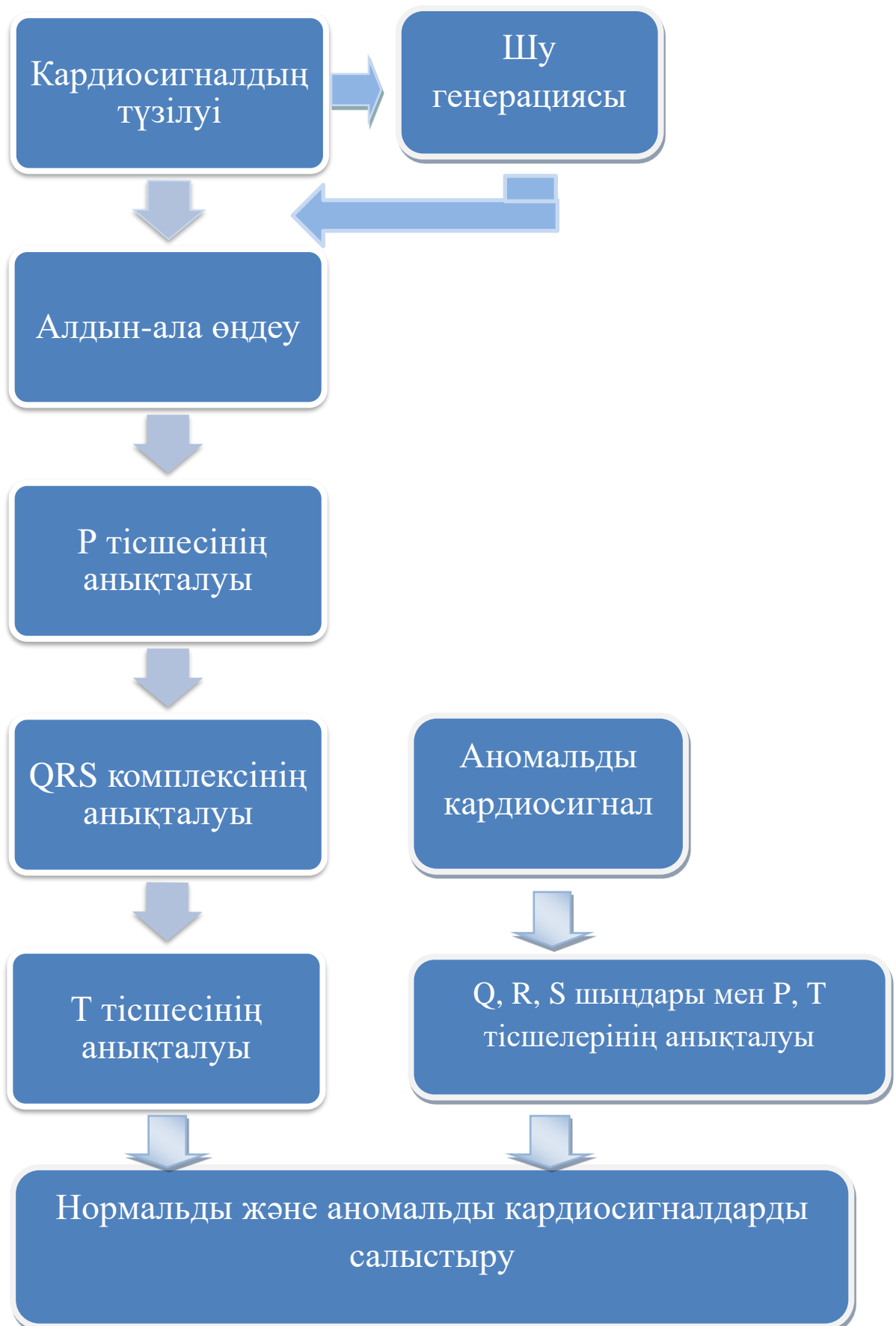
2.1.1 суретте скалярлы кардиограмма көрсетілген. Сурет бойынша сигнал формасының маңызды ерекшеліктері – P, Q, R, S толқындары, әр толқынның ұзақтығы және P–R, S–T және Q–T - сияқты уақыт аралықтары. Егер 2.1.1 суретке мұқият қарайтын болсақ, ЭКГ сигналының бір кезеңі үшбұрышты және синусоидалы сигналдардың үйлесімін көрсетеді. ЭКГ сигналының маңызды ерекшелігі озық және масштабталған нұсқалармен ұсынылуы мүмкін. 2.2.2 суретте SIMULINK-тегі сүзу сұлбасы көрсетілген.

2.2 Кардиосигналды сүзгілеу сұлбасын құрастыру



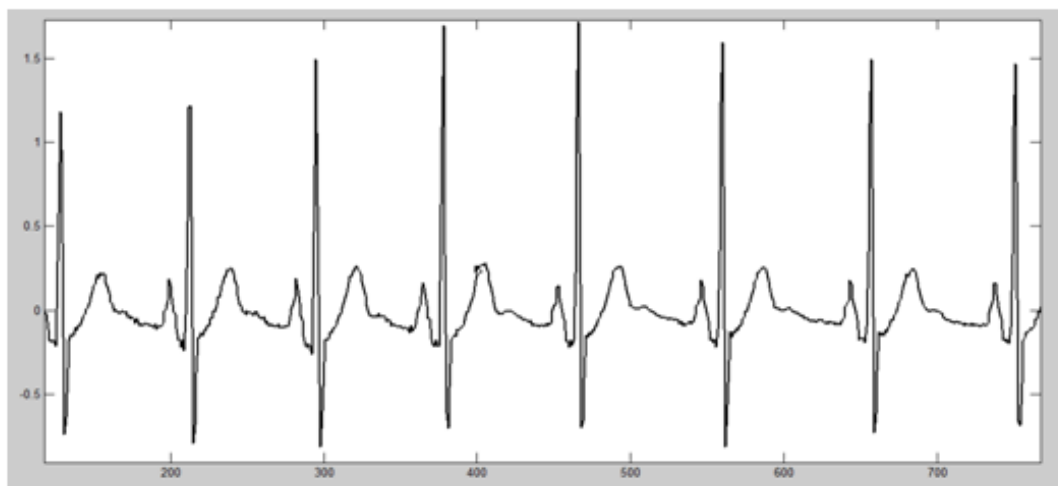
2.2.1 сурет – Кардиосигналды сүзгілеу сұлбасы

Кардиосигналдың сүзгілеу сызбасы 2.2.1 суретте көрсетілген. Схемадан алдымен кардиосигналды генерациялау керек. Бұл жағдайда нақты уақыт режимінде мәліметтер бойынша MatLab кодымен сигналды генерациялаймын. Бұл сүзгілеу әдісі кардиосигналдардың толқындық формаларын модельдеуде көптеген артықшылықтарға ие. Біріншіден, уақытты үнемдеу, екіншіден, шуды жою және үшіншіден, Q, R, S және P, T тістерін оңай табу.

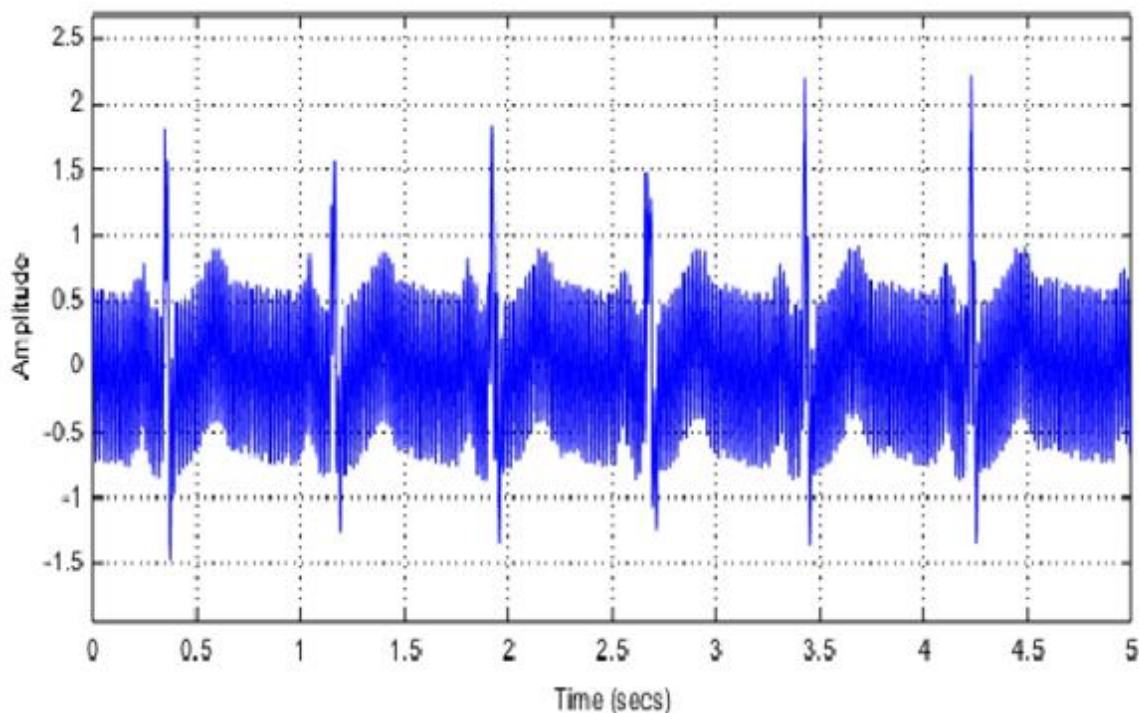


2.2.2 сурет – SIMULINK-тегі сүзу сұлбасы

Модельдеу схемасын қарайтын болсақ "Notch filter" блогына Notch сүзгісінің (1) беріліс функциясы енгізіледі, ол алдыңғы бөлімде есептелген. "Noise generator" блогында кардиосигналға кедергі жасау үшін гармоникалық сигнал беріледі. Тербеліс жиілігі 50 Гц болатын синусоиданың гармоникалық сигналының шу амплитудасы 0,66 тең. 2.2.3 суретте Массачусетс Технологиялық Институтының (MIT) биосигнал туралы деректер базасынан жүктеп алынған кіріс кардиосигнал көрсетілген. Кеуде қуысына арналған ЭКГ жазу 101, 2.

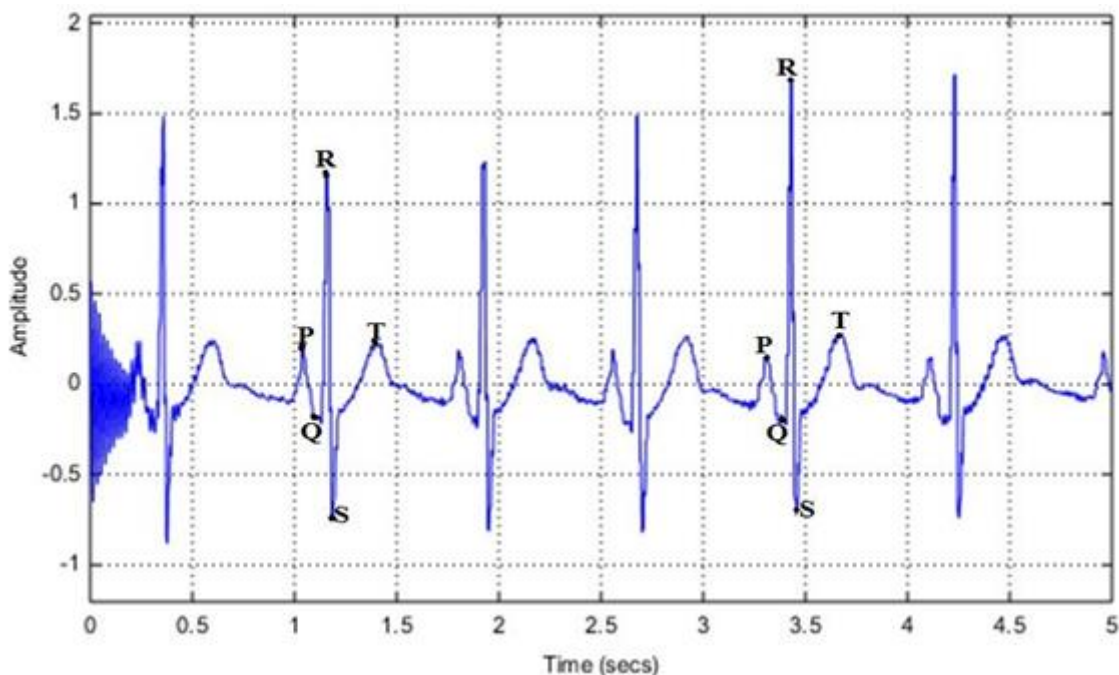


2.2.3 сурет – Кіріс кардиосигнал

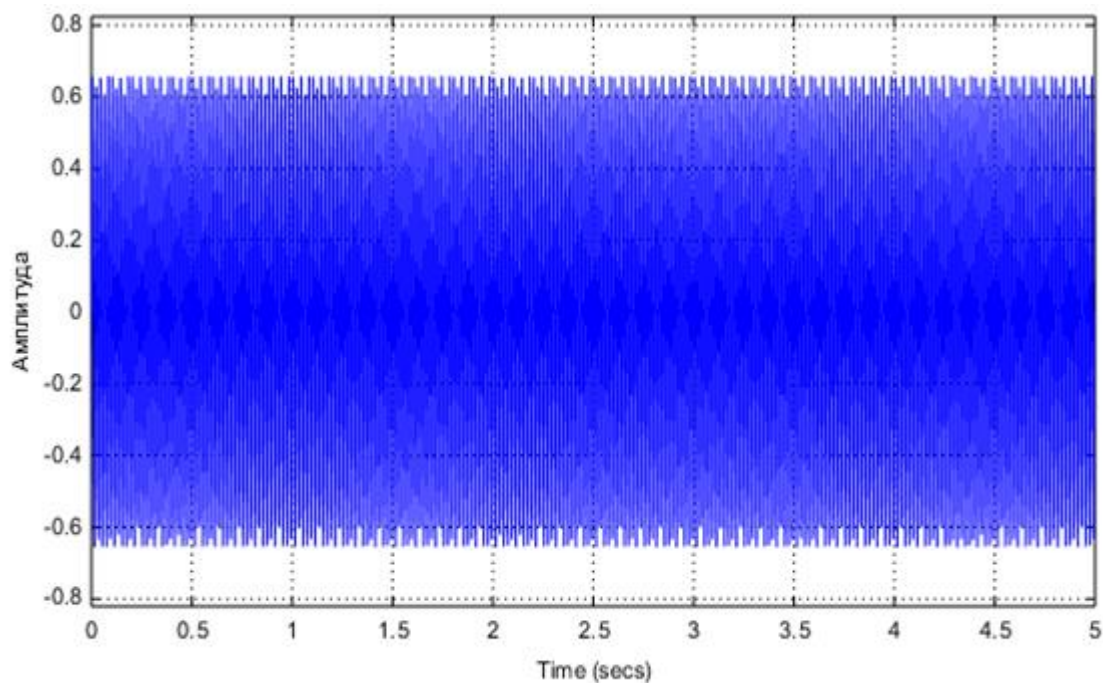


2.2.4 сурет – Шулы кардиосигнал

Сүзу нәтижесіне 2.2.5 суретке сәйкес келеді, онда негізгі шыңдар мен кешендер анық анықталады.



2.2.5 сурет– Сүзгіден өткен сигналдың шыңы

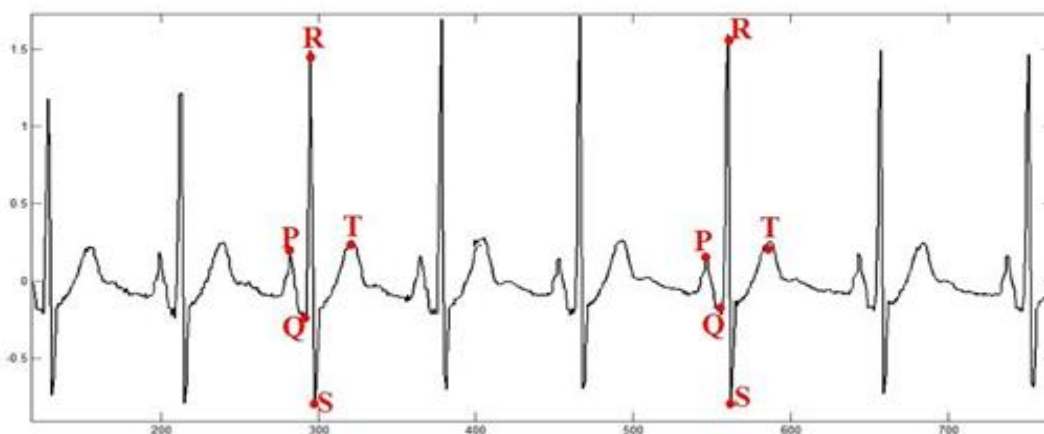


2.2.6 сурет – Шу генераторының осциллограммасы

Модельдеу нәтижесі бойынша P,Q,R шыңдары мен S,T тістері гармоникасыз және бұрмалаусыз тіркелгенін атап өткім келеді. Таңдалған сүзгі түрі ЭКГ сигналдарын өңдеу үшін сәйкес келеді.

2.3 ЭКГ сигналын детектірлеу

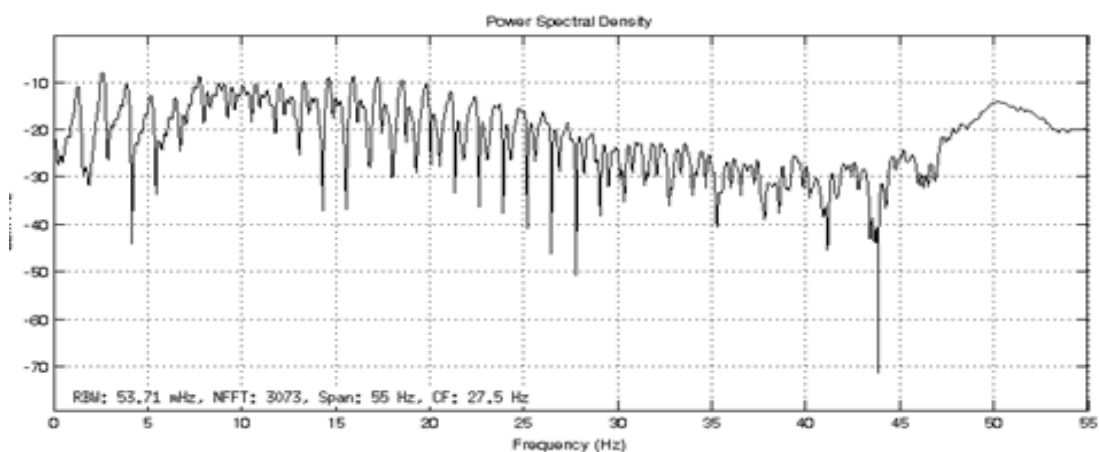
QRS кешені мен R–шыңын анықтау жүрек жиырылуының жиілігі мен өткізгіштіктің жылдамдығы туралы ақпарат береді. Оларда жүрек тінінің жағдайы, сондай-ақ түрлі аурулар туралы ақпарат болады. Яғни жүрек ауруларын диагностикалау үшін дәлелдемелерді ұсынады. Осы себепті бұл шыңдарға ЭКГ сигналдарын өңдеу кезінде айтарлықтай назар аударылады.



2.3.1 сурет – ЭКГ-ғы нормаль сигналдың шыңы

2.3.1 суретте ЭКГ сигналында шыңдар мен минимумдардың детектірленуі көрсетілген. Шыңдар мен минимумдар (әсіресе Q, R және S нүктелері) осындай талдаудан кейін неғұрлым айқын болады. QRS кешенін анықтағаннан кейін басқа әдістермен ерекшелікті талдауға болады. Мысалы, біз жүрек пен жүйке жүйесінің жағдайын көрсету үшін R-R интервалының сигналы бойынша жүрек ырғағының (HR V) вариабельділігін талдауды орындай аламыз.

1.3-бөлімде жиілік спектріне зерттеулер жүргізілді. Сүзуден кейінгі ЭКГ-ның жиілік спектрлерін талдаймыз.



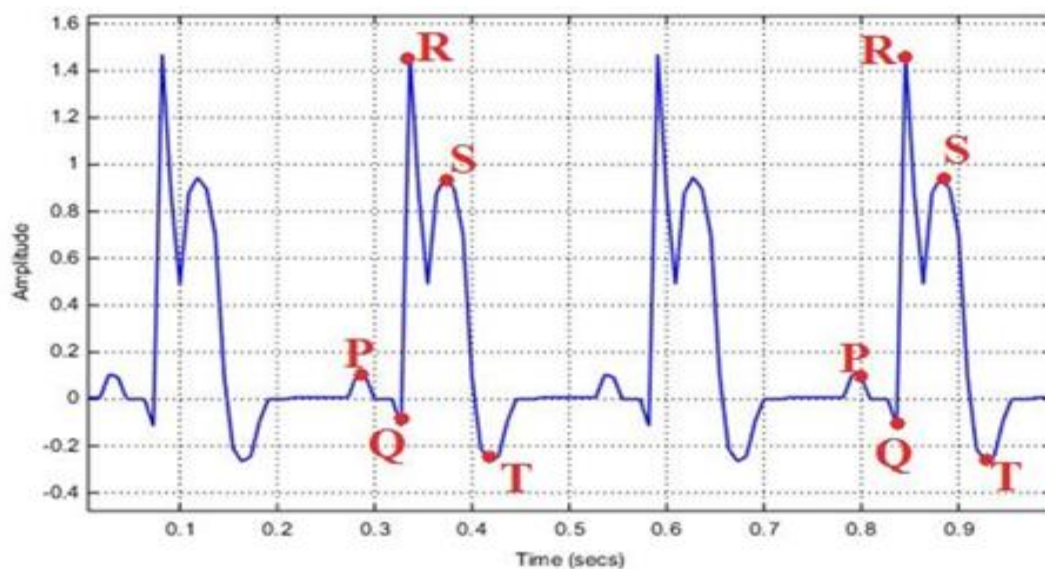
2.3.2 сурет – Сүзгілеуден кейінгі жиілік спектрі

Жиілік спектрі сүзуден кейін оң нәтиже береді. Яғни шу амплитудасы сүзілген, жиілік құрамы азайған. Notch сүзгісі ЭКГ сигналымен тамаша жұмыс істеді.

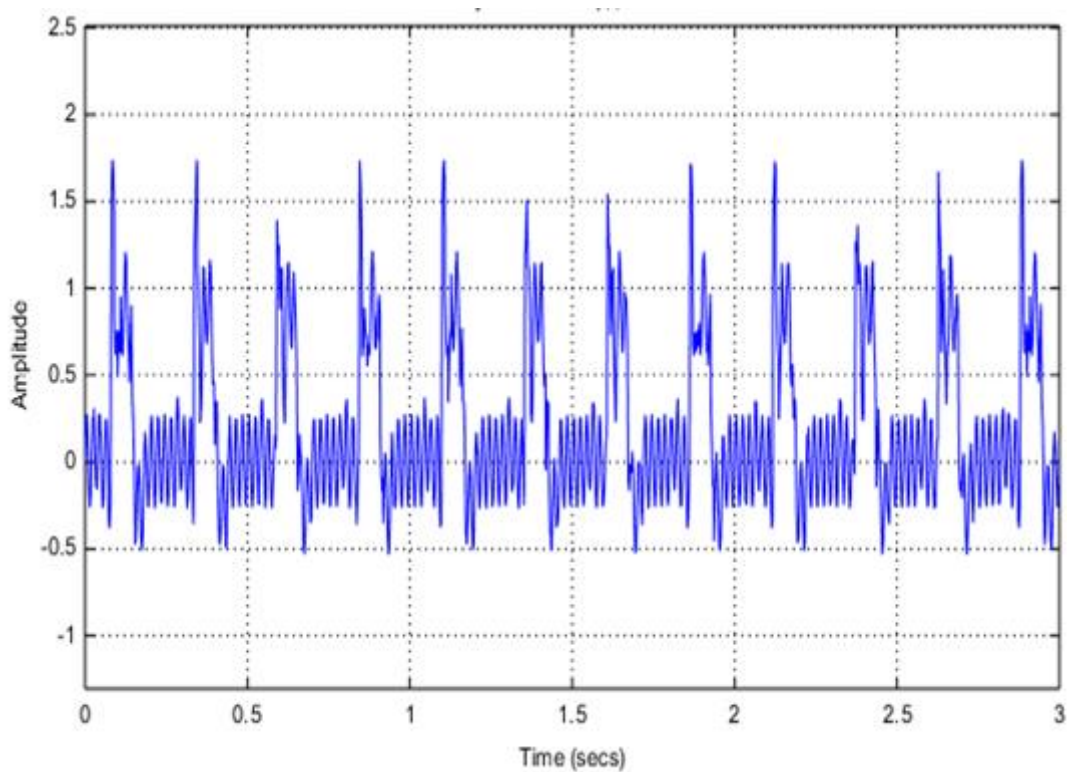
2.4 ЭКГ-ның аномальды сигналын анықтау

Аномальді сигнал (миокард инфарктісі) үшін сүзгілеу мен модельдеуді орындаймыз. Ол 2.1.2 суретте көрсетілгендей болады. Тек кіріс сигналы үшін миокард инфарктінің мәнін таңдаймыз.

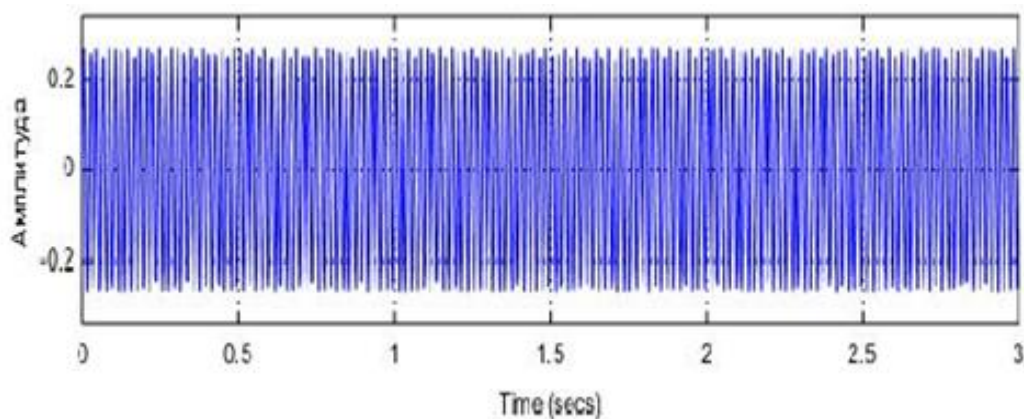
Миокард инфарктісі-бұл жүректің бұлшықет тінінің өлуі. Инфаркт кезінде жүрек тым тез, тым баяу немесе тұрақсыз ырғақпен ұрады. Тым жылдам жүрек соғуы тахикардия, ал тым баяу жүрек соғуы брадикардия деп аталатыны белгілі. 2.4.1 суретте миокард инфарктісі кезіндегі шырлар көрсетілген.



2.4.1 сурет – Кіріс аномальды сигнал (миокард инфаркті).
Гармоникасы 50-ге тең ЭКГ-ның шулы кіріс сигналы.

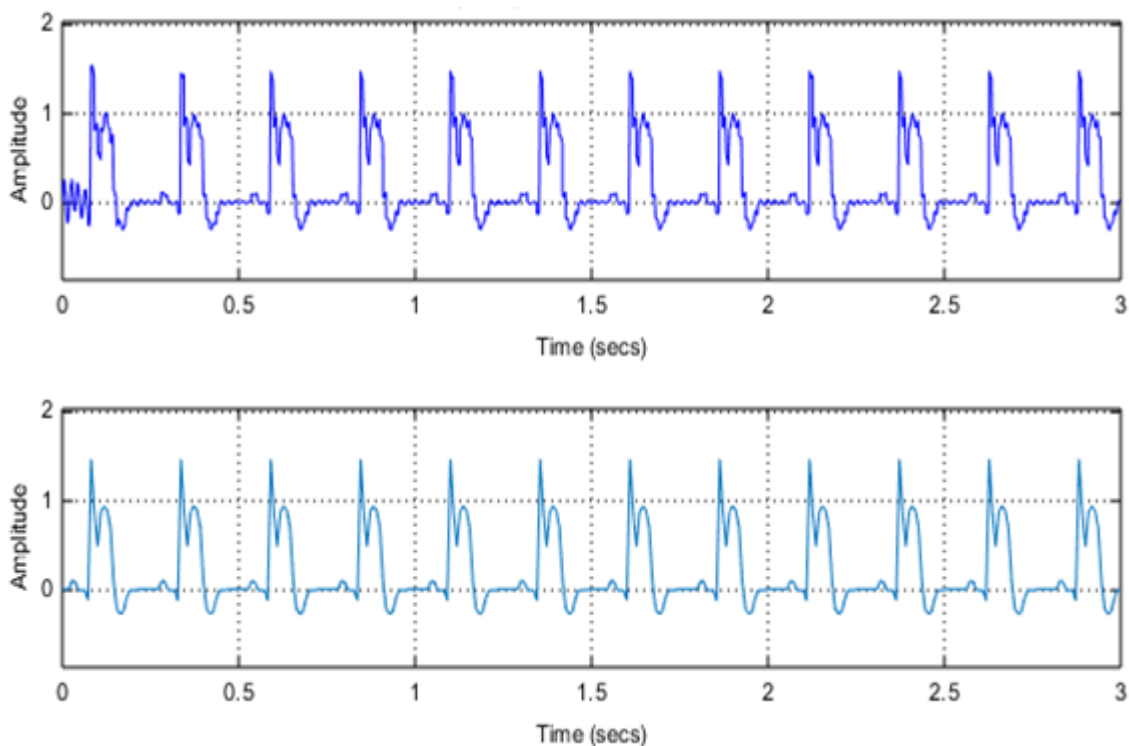


2.4.2 сурет – Шулы аномальды сигнал



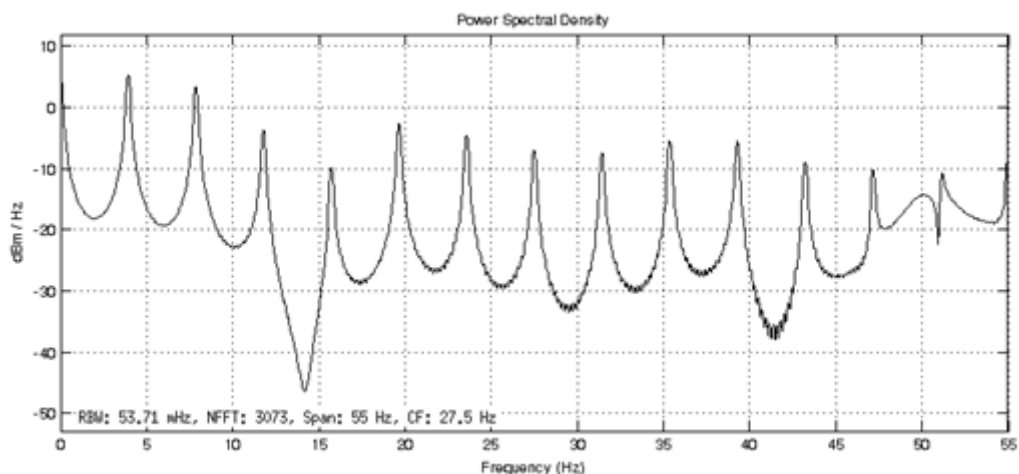
2.4.3 сурет – Шу генераторының осциллограммасы

Сонымен қатар, 2.4.4 суретте аномалды сигналды сүзгілеудің графикалық нәтижелері (жоғарғы), ал төменгі жағында кіріс аномалды сигнал көрсетілген. Сүзу нәтижесі кіріс сигналымен бірдей.



2.4.4 сурет – Сүзгілеуден өткен ЭКГ (жоғарғы) мен кіріс сигнал (төменгі)

Сүзгілеуден өткен аномальды ЭКГ сигналы үшін жиілік спектрі.

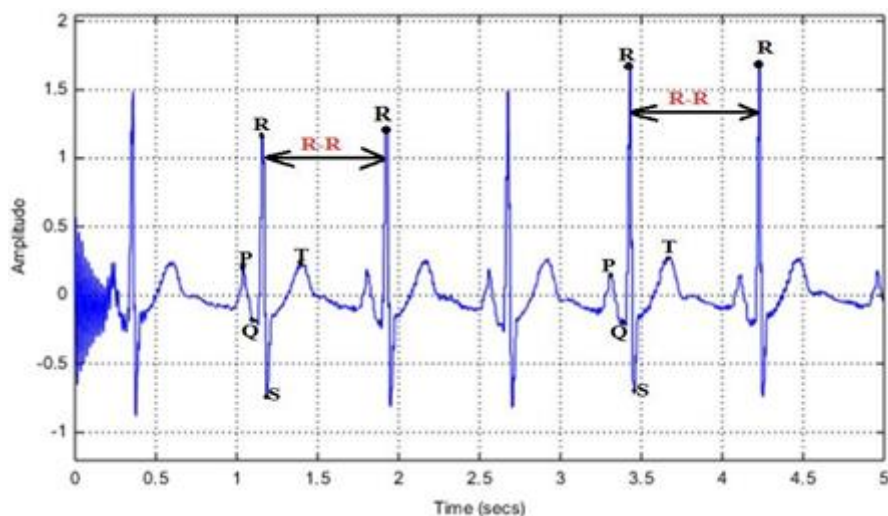


2.4.5 сурет– Сүзгілеуден кейінгі жиілік спектрі

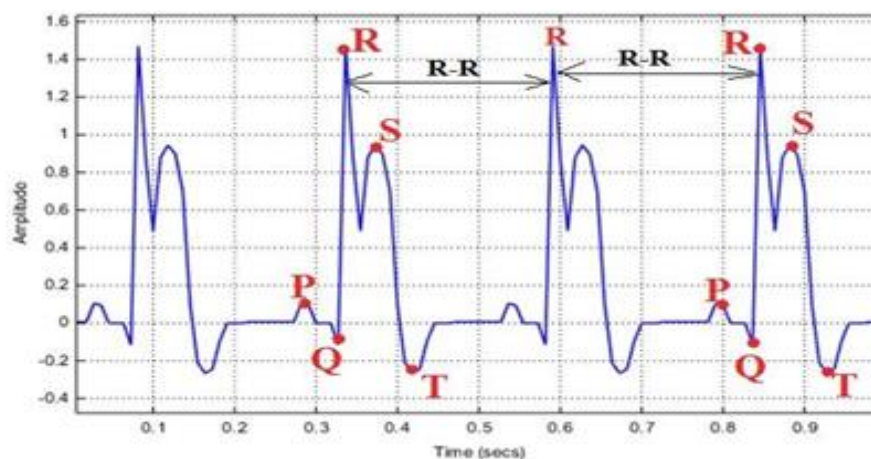
Алдыңғы жиіліктік спектрге сәйкес, Notch сүзгісі сигналды сүзеді және ЭКГ сигналы үшін қажетсіз гармоникаларды басады деп айта аламыз.

2.5 ЭКГ қалыпты және аномалды сигналын салыстыру.

ЭКГ қалыпты сигналында R-R арасындағы уақыт аралығы 0,6–1 секунд, уақытша интервалда 0,6 секундтан аз, бұл жағдай миокард инфарктісі ретінде белгілі, ал жүрек соғуы баяу болған жағдайда уақыт аралығы 1 секундтан асса, бұл жағдай брадикардия екені белгілі. 2.5.1(а) суретіне сілтеме жасай отырып, қалыпты жағдай үшін R–R интервалы 0,6–1 секунд, ал 2.5.1(б) суреті бойынша аномальді жағдай үшін R–R интервалы (миокард инфарктінің сигналы) 1 секундтан артық болса, ол миокард инфарктісі деп айта аламыз. Алдыңғы жиіліктік спектрге сәйкес, Notch сүзгісі сигналды сүзеді және ЭКГ сигналы үшін қажетсіз гармоникаларды басады деп айта аламыз.



a)



б)

2.5.1 сурет – Кардиосигнал интервалы: а – шыңы бар идеалданған ЭКГ, б – шыңы бар аномальды ЭКГ

2.5.1 кестеде ЭКГ-ның қалыпты сигналы көрсетіле отырып, теріс, оң болып табылатын Q, R және S жоғарғы мәндері арасындағы айырмашылық көрсетіледі. Бірақ, 2.1 кесте бойынша, Q, R және S шекті мәнінің айырмасы оң, яғни бұл инфаркт сигналы болып табылады.

2.1 кесте – Кардиосигнал шыңдарының арасындағы айырмашылық

Нормальды кардиосигнал		
Q	-0,1303	-0,1147
R	0,9996	0,9838
S	-0,3843	0,3926
Аномальды кардиосигнал (миокард инфаркті)		
Q	-0,0555	-0,1246
R	0,9355	1
S	0,2767	0,2585

Кардиосигналды сүзгеннен кейін, идеалданған ЭКГ үшін $SNR = -0,30756$ Дб сигнал/шу арақатынасын бағалаймыз. Ал ауыр сигнал үшін ЭКГ $SNR = -2,0140$ Дб. Егер нәтижені талдасақ, сүзілгенге дейін орташа мән $SNR = -0,9631$, сүзгілеуден кейін бұл мәндер әлдеқайда азайған. Сүзуден кейінгі орташа мән $SNR = -2,5448$. Сигнал/шу мәні неғұрлым аз болған сайын

орташа квадраттық ауытқудың мәні соғұрлым жоғары. Барлық нәтижелер 2.2 кестеде келтірілген.

2.2 кесте – SNR нәтижелерін салыстыру

Кардиосигнал	SNR, дБ Сүзгілеуге дейінгі	SNR, дБ Сүзгілеуден кейінгі
ЭКГ 1	-0,7928	-3,0756
ЭКГ 2	-1,1334	-2,0140
Орташа	-0,9631	-2,5448

Режекторлық сүзгіні синтездеу арқылы кардиосигналды өңдеу үшін барлық параметрлер мен сипаттамалар анықталды және есептелді. Кардиосигналды сүзу беріліс функциясы арқылы жүзеге асырылып, АЖС және ФЖС сүзгілері салынды және өткізу жолақтары анықталды. SNR кардиосигналының негізгі параметрлері есептелді. Оң сипатты есептеу нәтижесі орташа квадраттық ауытқудың мәні сүзу нәтижесіне дәл келетінін көрсетті. Кардиосигналды сүзу нәтижелері калибрлеу кардиосигналына сәйкес келеді.

ҚОРЫТЫНДЫ

Осы дипломдық жұмыста техникалық тапсырмалар шешілді және келесі нәтижелер алынды:

- амплитуда-жиіліктік сипаттама мен фазалық-жиіліктік сипаттаманың әдістері қарастырылған;
- синтезделген Notch сүзгісіне қойылатын талаптар анықталды;
- Notch сүзгісінің беріліс функциясы мен сүзгінің режекторлық параметрлері анықталды;
- миокард инфарктымен ауыратын науқастардың идеалданған кардиосигналына арналған SNR сигнал/шу сүзгілеуге дейінгі және сүзгілеуден кейінгі параметрлері есептелді;
- миокард инфарктымен ауыратын науқастарға идеалданған кардиосигнал үшін сүзгілеу қамтамасыз етілді. Сүзгілеуге дейінгі және кейінгіге сәйкес жиіліктік спектрлер алынды;
- кардиосигнал шыңдарының ұқсастығына салыстыру жүргізілді;
Компьютерлік модельдеу бағдарламалық құралдармен және Matlab-тың көмегімен жасалды.

ПАЙДАЛАНЫЛҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ

- 1 Доклад о состоянии здравоохранения в мире // Всемирная организация здравоохранения, – 2008, – URL: [http:// www.who/int/ru](http://www.who/int/ru).
- 2 Привес М. Г., Лысенков Н. К., Бушкович В. И. Анатомия человека. – 11-е переработанное и дополненное. – М.: Медицина, 1985.
- 3 Борзяк Э. И., Бочаров В. Я., Сапин М. Р. и др. Анатомия человека. В 2 томах / Под ред. акад. РАНМ, проф. М. Р. Сапина. – М.: Медицина, 1993. – Т. 2. – 560 с. – 40 000 экз. – [ISBN 5-225-00879-8](#).
- 4 Аритмии сердца. Механизмы. Диагностика. Лечение. В 3 томах / Пер. с англ./под ред. Дж. Мандела. – М.: медицина, 1996. – Т.1. – 10 000 экз. – ISBN 0-397-50561-2.
- 5 Schainman, L., Krikler, D. M., Garrtt, C., Immediate effects of intravenous verapamil in cardiac arrhythmias. Brit Med J 224: 73, 1972.
- 6 Кривоногов Л.Ю. Вопросы адаптивной обработки электрокардиосигнала / Л. Ю. Кривоногов, А. Ю. Тычков // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы : материалы Международной научно–технической конференция с элементами научной школы для молодежи. – Рязань : Изд–во РГРТУ, 2009. – С. 458–460.
- 7 Кривоногов Л.Ю. Проблема повышения эффективности диагностики сердечнососудистых заболеваний / Л. Ю. Кривоногов, А. Ю. Тычков // Кардиология на перекрестке наук: тезисы докладов Международного конгресса. – Тюмень : ТКЦ, 2010. – С. 152.
- 8 Истомина Т.В., Кривоногов Л.Ю., Лавреев А. А. Информационные методы повышения надежности кардиоанализаторов на основе помехоустойчивой обработки электрокардиосигнала. 2010 год.
- 9 Кривоногов Л.Ю. Методы и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиографической информации. Дисс. на соискание уч. ст. к.т.н., Пенза, 2003.
- 10 Дроздов Д.В. Влияние фильтрации на диагностические свойства биосигналов // Материалы конференции /Функциональная диагностика. – 2011. - №3. – С. 75-78.
- 11 Авдиева Д.К., Балохонова М.В., Демьянов С.В. Моделирование влияния фильтров на сигнал ЭКГ в системе Matlab // Современные проблемы науки и образования. – 2012. -№3. – С. 105-112.

- 12 Витязев В.В., Линович А.Ю. Цифровая обработка сигналов. Методические указания к лабораторным работам. – Часть 1. Рязань: 2009. – 38 с.
- 13 Mahesh S.H., Agarbala R.A. Design and implementation of digital FIR equiripple notch filter on ECG signal for removal of power line interference // Wseas transactions on signal processing. – 2008. – № 4. – P.221-230.
- 14 Mahesh S.H., Agarbala R.A. FIR equiripple digital filter for reductions of power line interference in the ECG signal // Proceedings of the 7th wseas international conference on signal processing, robotics and automation. – 2008. – P. 147–150.
- 15 Моженина Е.Е., Оверчук К.В. Воздействие элементов фильтрации на биоэлектрический сигнал // IV Научно-практическая конференция «Информационно-измерительная техника и технологии». – 2013. – 195-199 с.
- 16 Барановский А.Л., Калиниченко А.Н., Манило Л.А. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. Под ред. А.Л. Барановского и А.П. Немирко. – М.: Радио и связь, 1993.
- 17 Levkov C., Mihov G., Ivanov R., Dashalov I., Christov I., Dotshinsky I. Removal of power-line interference from ECG: a review of the subtraction procedure. BioMedical Engineering OnLine, 2005 – <http://www.biomedical-engineering-online.com> .
- 18 Durgesh Kumar Ojha, Monica Subashini. Analysis of electrocardiograph (ECG) signal for the detection of abnormalities using Matlab // International journal of medical, pharmaceutical science and engineering. 2014. – №2. – P. 54-57.
- 19 Neeraj Kumar , Imteyaz Ahmad. Signal processing of ECG using Matlab.
- 20 // International journal of scientific and research publications. –2012. – № 10. – P. 1–6.

