

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫНЫҢ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ



Ә. Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік автоматтандыру және цифрлау институты

«Роботтытехника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

Утеулиева Толқын Асқарқызы

«Байланыссыз ЭКГ сигналдарын оқу жүйесін зерттеу»

ДИПЛОМДЫҚ ЖҰМЫС

5B071600 –Аспап жасау мамандығы

Алматы 2021

ҚАЗАҚСТАН РЕСПУБЛИКАСЫНЫҢ БІЛІМ ЖӘНЕ ҒЫЛЫМ МИНИСТРЛІГІ



Ә. Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік автоматтандыру және цифрлау институты

«Роботтық техника және автоматиканың техникалық құралдары» кафедрасы

ҚОРҒАУҒА РҰҚСАТ

РТЖАТҚ кафедра меңгерушісі

техника ғылым кандидаты

 Қ.А. Ожикенов
«7» маусым 2021 ж.

ДИПЛОМДЫҚ ЖҰМЫС

Тақырыбы: «Байланыссыз ЭКГ сигналдарын оқу жүйесін зерттеу»

5B071600 – Аспап жасау мамандығы бойынша

Орындады

Утеулиева Толқын

Ғылыми жетекшісі

тех.ғылым магистрі, лектор

 Бигалиева Ж.С.

«7» маусым 2021 ж.

Алматы 2021



SATBAYEV
UNIVERSITY

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» қаңтар 2021 ж.

ТАПСЫРМА

дипломдық жұмысты орындауға

Білім алушыға Утеулиева Толқын Асқарқызы

Тақырыбы: Байланыссыз ЭКГ сигналдарын оқу жүйесін зерттеу

Университет ректорының бұйрығымен бекітілген №2131-б «24» қараша 2021 ж.

Аяқталған жұмысты тапсыру мерзімі «15» мамыр 2021 ж.

Дипломдық жұмыстың бастапқы мәліметтері: байланыссыз ЭКГ сигналдарын оқу жүйесін зерттеу болып табылады, Multisim бағдарламасында оқу жүйесінің сұлбасын құрып, модельдеу.

Дипломдық жұмыста әзірленуге жататын мәселелер тізімі:

- а) Қазіргі қолданыстағы байланыссыз ЭКГ жүйелеріне шолу, зерттеу, түсіну
- б) Multisim бағдарламасында оқу жүйесінің сұлбасын құру, зерттеу, түсіну
- в) Құрылған сұлба бойынша есептеулер жүргізу.

Графикалық материалдың тізбегі (міндетті сызбаларды дәл көрсете отырып):

24 слайд

Ұсынылатын негізгі әдебиеттер: 21 әдебиеттер тізімі

Дипломдық жобаны дайындау

КЕСТЕСІ

Бөлімдер атауы, әзірленетін сұрақтар тізбесі	Ғылыми жетекшіге ұсыну мерзімдері	Ескертпелер
Теориялық бөлім	22.01 – 15.02.2021 ж.	Орындалды
Есептеу бөлімі	22.01 – 15.02.2021 ж.	Орындалды
Зерттеу бөлімі	15.03 – 20.04.2021 ж.	Орындалды
Қорытынды бөлім	15.03 – 20.04.2021 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	Н.А. Баянбай, техника ғылымдары магистрі, лектор	7.06.2021ж.	

Ғылыми жетекшісі  Бигалиева Ж.С.

Тапсырманы орындауға алған білім алушы  Утеулиева Т.А.

Күні

«8» маусым 2021 ж.

АҢДАТПА

Бұл дипломдық жұмыста әлемдік тәжірибелерге сүйене отырып, байланыссыз сенсордың негізінде адам ағзасының биоэлектрлік көрсеткіштерін тіркеуге мүмкіндік беретін байланыссыз сыйымды ЭКГ-ны жүзеге асырудың жаңа тәсілдеріне шолу жасалды.

Дипломдық жұмыстың мақсаты ЭКГ сигналдарын бақылау үшін контактілі жабысқақ және контактілі құрғақ тоқыма электродтарымен салыстырғанда мата қабаты арқылы жұмыс жасайтын, ұзақ мерзімді қолдануға қолайлы жайлылық деңгейін қамтамасыз ететін байланыссыз ЭКГ оқу жүйесін зерттеу.

Әлемдік зерттеулердің нәтижелерін негізге ала отырып, байланыссыз сенсор жүйесінде адамның медициналық-биологиялық көрсеткіштерін, яғни ЭКГ сигналдарын тіркеуге мүмкіндік беретін электр сұлбасы бойынша есептеулер жүргізіліп, «Multisim» бағдарламасында модельдеу жасалды. Сонымен қатар, байланыссыз оқуға арналған жүйені дамыту ерекшеліктері қарастырылды.

АННОТАЦИЯ

В данной дипломной работе на основе мирового опыта проведен обзор новых подходов к реализации бесконтактной емкостной ЭКГ, позволяющей регистрировать биоэлектрические показатели человеческого организма на основе бесконтактного датчика.

Целью дипломной работы исследование бесконтактной системы считывания ЭКГ, работающей через слой ткани по сравнению с контактными липкими и контактными сухими текстильными электродами для контроля сигналов ЭКГ, обеспечивающей приемлемый уровень комфорта при длительном использовании.

На основе результатов мировых исследований проведены расчеты по электрической схеме, позволяющей регистрировать медико-биологические показатели человека в системе бесконтактного датчика, т. е. сигналы ЭКГ, выполнено моделирование в программе «Multisim». Кроме того, были рассмотрены особенности разработки системы для бесконтактного обучения.

ABSTRACT

In this thesis, on the basis of world experience, a review of new approaches to the implementation of a contactless capacitive ECG, which allows registering the bioelectric parameters of the human body based on a contactless sensor, is conducted.

The aim of the thesis is to study a contactless ECG reading system that works through a layer of fabric compared to contact sticky and contact dry textile electrodes for monitoring ECG signals, providing an acceptable level of comfort during prolonged use.

Based on the results of world research, calculations were made using an electrical circuit that allows registering human biomedical indicators in a contactless sensor system, i.e. ECG signals, and modeling was performed in the Multisim program. In addition, the features of developing a system for contactless learning were considered.

МАЗМҰНЫ

Кіріспе	9
1 Жүректі зерттеуге арналған әлемдік байланыссыз электрокардиографиялық жүйелерге шолу.	10
1.1 Калифорния университетінің жобалауы	10
1.2 Герт Ковенберг ғылыми зерттеушінің жобалауы	12
1.3 QUASAR компаниясының жобалауы	13
1.4 Case Western Reserve университетінің жобасы	16
1.5 Plessey Semiconductors өнімдері	18
1.6 Сеул университетінің жобалауы	20
1.7 Көлік құралдары жүргізушілерінің байланыссыз ЭКГ мониторингі	22
2 Байланыссыз ЭКГ оқу жүйесін Multisim бағдарламасында модельдеу.	27
2.1 Медициналық-биологиялық көрсеткіштерді (ЭКГ сигналдарын) байланыссыз оқуға арналған жүйені электрлік сұлба көмегімен модельдеу	27
2.2 Эквивалентті сыйымдылықты есептеу	28
2.3 Энергияны жеткізу және бастапқы сүзу	29
2.4 Шекті күшейту және белсенді сүзу	34
Қорытынды	36
Әдебиеттер тізімі	37

КІРІСПЕ

Жүрек-тамыр жүйесін диагностикалаудың ең көп таралған және қол жетімді әдісі-медициналық электрокардиографиялық электродтардың көмегімен адам денесінің бетінен потенциалды өлшеу принципіне негізделген электрокардиография. Клиникалық тәжірибеде электрокардиография мұндай кең таралуды адам ағзасына минималды әсер етумен бірге алынған нәтижелердің жоғары ақпараттылығы мен жақсы сезімталдығына байланысты алды. Бұл дипломдық жұмыста ұзақ уақыт бойы электрокардиограмманы тіркеудің заманауи тәсілдері қарастырылады. Контактілі, жабысқақ, тіндік және байланыссыз электродтар негізінде қолданыстағы шешімдерге шолу жасалды. Оңтайлы шешім ретінде электродтардың соңғы түрі ұсынылады. Зерттелетін адамның жүрек-қан тамыр жүйесінің жай-күйі туралы сенімді маңызды диагностикалық және болжамдық ақпаратты алу үшін оның ЭКГ ұзақ үздіксіз мониторингін қамтамасыз еткен жөн. Бұл мүмкіндікті іске асыру үшін екі негізгі мәселені шешу қажет: ЭКГ сигналын тіркейтін құрылғыны ұзақ уақыт кию кезінде қажетті жайлылық деңгейін қамтамасыз ету және адамның қозғалысы кезінде пайда болатын сигнал артефактілерінің әсерін азайту құралдарын қолдану. Бүгінгі таңда ең көп таралған қарапайым байланыс ЭКГ электродтары бірінші мәселені шешпейді. Электродтардың терімен тікелей байланысы шамадан тыс терлеу мен тітіркенуге, нәтижесінде электрокардиограмманы қатарынан екі-үш күннен артық тіркеудің мүмкін еместігіне әкеледі. Қазіргі таңда байланыссыз электрокардиографияның пайда болуы біршама мәселелердің шешімдерін көрсетеді. Байланыссыз электрокардиографияның классикалық тіркеуден артықшылығы:

1. электрокардиограмманы бақылау үшін контактілі жабысқақ және контактілі құрғақ тоқыма электродтарымен салыстырғанда мата қабаты арқылы жұмыс істей білу;

2. ұзақ мерзімді қолдануға қолайлы жайлылық деңгейін қамтамасыз ету, яғни гельді ұзақ уақыт қолдану тітіркенуді тудыруы мүмкін, сонымен қатар уақыт өте келе кебу нәтижесінде оның өткізгіш қабілетін жоғалтуы мүмкін.

3. гелді ұзақ уақыт қолданылатындықтан шығынды шамадан тыс көп тудыруы.

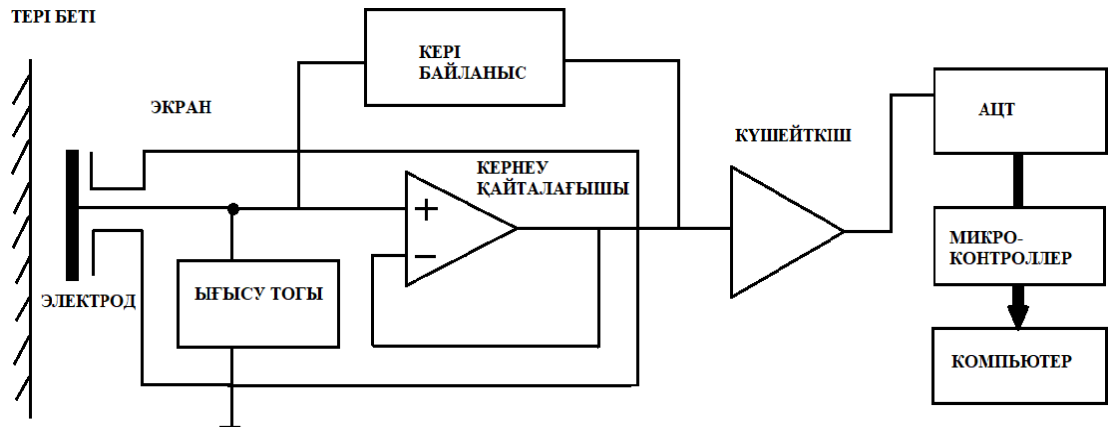
Осы кемшіліктерді жою үшін құрғақ байланыс электродтары жүректің ұзақ мерзімді мониторингі үшін кеңінен зерттелді. Кейбір қосымшаларда бұл түрлендіргіштер дәстүрлі дымқыл гель электродтарымен салыстырғанда электрод-тері интерфейсінің кедергісі, сигналдың қарқындылығы және мөлшері жағынан жақсы нәтиже көрсетті. Теріге тікелей жанаспайтын электродтың болуы ұзақ уақыт бақылау кезінде бірқатар артықшылықтар береді, мысалы, уақыт тұрақтылығы және сыйымдылық сенсорының бетін электрлік оқшаулау. Сонымен қатар, байланыссыз бақылау жүйесі қатысушы субъект үшін ыңғайлы болуы мүмкін, өйткені ол қолдануға ыңғайлы, мүлде инвазивті емес және білікті медициналық персоналдың болуын қажет етпейді.

1 Жүректі зерттеуге арналған әлемдік байланыссыз электрокардиографиялық жүйелерге шолу

Калифорния университетінің жобалауы

Байланыссыз электродтар көмегімен ЭКГ өлшеу жүйелерінің ең сәтті әзірлеушілерінің бірі-Сан-Диегодағы Калифорния университетінің зерттеушілері. Олардың ми және жүрек қызметін сымсыз тіркеу жүйесі мамандандырылған микрочипі бар стандартты баспа платасында жасалған қарапайым сыйымды электр құрылғыларының (датчиктердің) жиынтығынан тұрады. Сигналдар сенсорлардың әрқайсысында тікелей цифрландырылады және сериялық қосылу арқылы беріледі, осылайша денеде орналасқан сымдар санын азайтады. Шағын сымсыз базалық блок физиологиялық деректерді телеметрия технологиясы арқылы өңдеу, беру және сақтау үшін қашықтағы құрылғыға жібереді, сонымен қатар ол бүкіл жүйені электрмен қамтамасыз етеді. Базалық блоктың жанында жерге қосу үшін байланыс электродын орнатыңыз. Әр электрод екі баспа схемасынан жасалған. Жоғарғы баспа схемасында төмен шу шығаратын дифференциалды күшейткіш және 16 биттік аналогты сандық түрлендіргіш бар. Жалпы 10 сымды таспалы (жалпақ)кабельдің арқасында электродтардың электрмен жабдықталуын, цифрлық басқаруды және электродтар арасындағы аналогтық байланыс режимін бір уақытта қолдау жүзеге асырылады. Төменгі баспа схемасы электродтар үшін арнайы жасалған микрочиптің негізінде жоғары жылдамдықты кіріс импеданс күшейткішінен тұрады. Баспа платасының бетінің төменгі жағы-бұл қатты мыс толтырғыш, дәнекерлеу маскасымен оқшауланған және сыйымды электрод ретінде жұмыс істейді. Төмен шу деңгейі бар жоғары жылдамдықты кіріс импеданс күшейткішін жобалау байланыссыз электродтарды жүзеге асырудағы басты қиындық болып табылады.

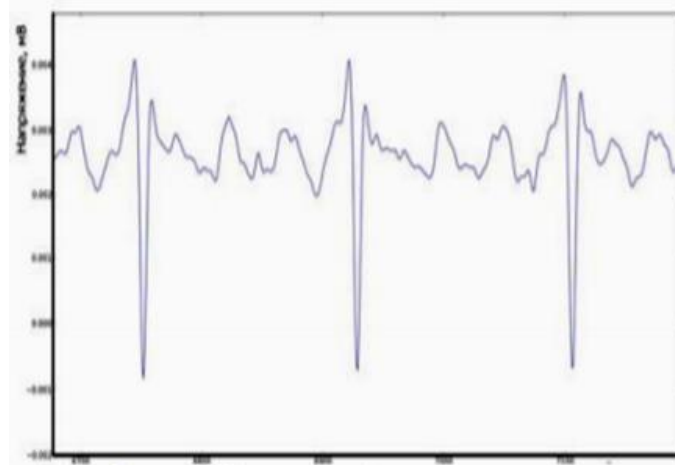
Оқшаулағыш материалдың қалыңдығының жоғарылауымен шу ЭКГ анықтауда маңызды рөл атқара бастайды, мысалы, ЭКГ Р-толқыны түсініксіз болады. Матаның материалы сондай-ақ өз шуларын тудырады. Зерттеулер көрсеткендей, жүн немесе акрилмен салыстырғанда мақта көйлегін қолданған кезде сигналдың ең жақсы сапасына қол жеткізіледі. Қазіргі уақытта біз ЭКГ мониторингінің мәселелерін шешу жолдарын іздеумен айналысамыз. Сондай-ақ, біз байланыссыз электродтар арқылы ЭКГ тіркеу принципіне сүйенеміз. Тек біздің жағдайда басты мәселе мамандандырылған қымбат микрочип импеданс күшейткішін қолданбай сапалы сигнал беру болды. Әзірленген ғылыми-техникалық негіздерге сүйене отырып, біз байланыссыз ЭКГ сенсорының принципіалды схемасын аяқтадық (сурет 1.1.1), оның негізінде прототип жасалды (сурет 1.1.2). Негізгі міндет-кіріс сатысы сыртқы дискретті элементтердің көмегімен сигнал көзімен, атап айтқанда тізбектің амплитудалық-жиіліктік сипаттамасы мен сезімталдығын жақсарту үшін өріс транзисторымен келісілген ең қолайлы операциялық күшейткішті таңдау болды.



сурет – Байланыссыз ЭКГ сенсорының принципіалды схемасы



сурет – Байланыссыз ЭКГ өлшеу үшін сенсордың прототипі

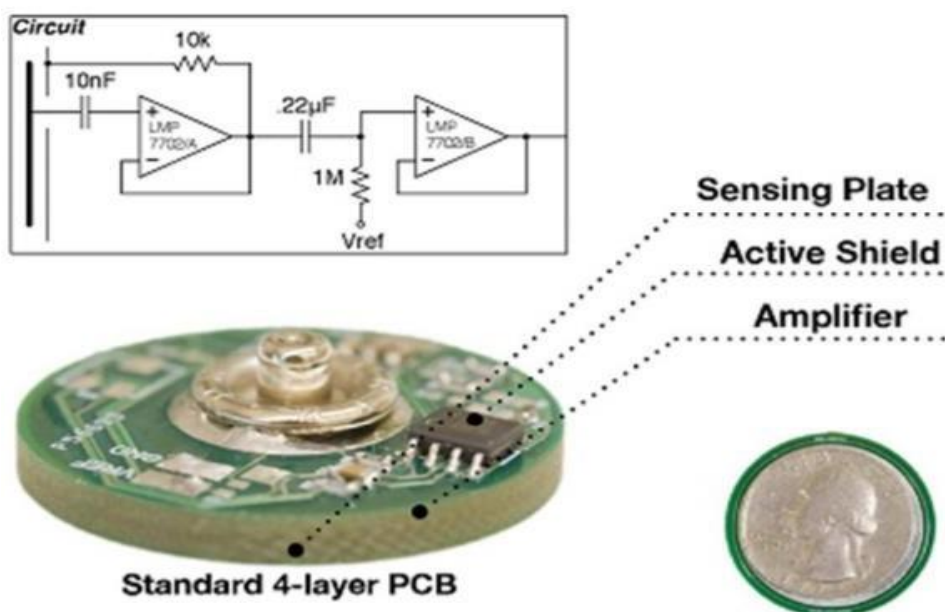


сурет – Тестілеу нәтижесінде алынған ЭКГ сигналы

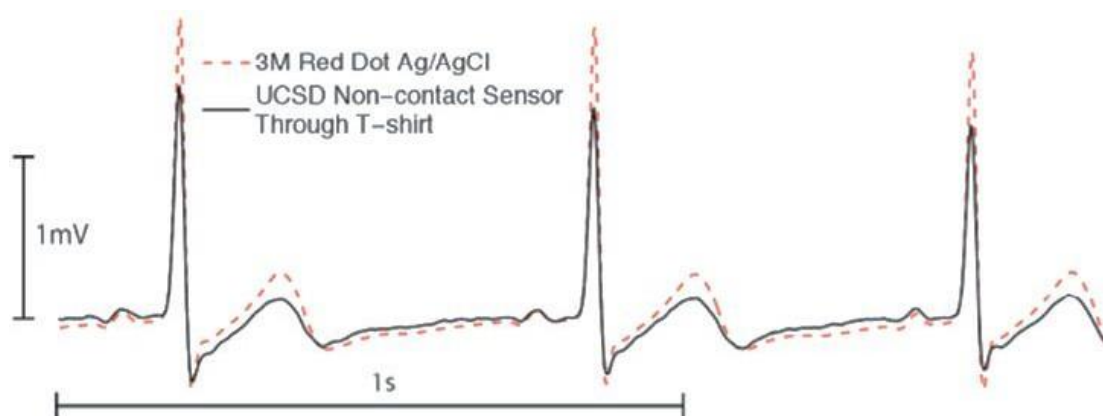
Тестілеу барысында прототип ЭКГ үшін қолайлы шу деңгейін көрсетті (сурет 1.1.3). Бастапқы сынақтар толық демалу және тыныс алу кезінде жүргізілді. Мұндай қатаң талаптар қозғалыс артефактілеріне, соның ішінде тыныс алу белсенділігі мен адам бұлшықеттерінің биоэлектрлік белсенділігіне байланысты артефактілерге жоғары сезімталдыққа байланысты болды. Қазіргі уақытта біз қозғалыс артефактілерінің шығыс сигналына әсерін азайту үшін жеке компьютердің экранында жазылған деректерді өңдеуге және визуализациялауға арналған бағдарламалық жасақтама модулін жетілдіру бойынша жұмыстар жасалуда. Осы мақсаттар үшін алгоритмдер тіркелген сигналдың автокорреляциясын табу негізінде қолданылады. Осылайша, байланыссыз электродтар кіріспеде көрсетілген мәселелерді шешудің жақсы перспективаларына ие, өйткені олар физиологиялық параметрлерді ұзақ уақыт бақылау және артефактілерді өңдеудің тиісті деңгейімен қажетті жайлылық деңгейін қамтамасыз ете алады. Сондай-ақ, сенсорлар көздің бұлшық еттерінің электрлік белсенділігінен туындаған физиологиялық сигналдарды тіркеуге қатысады, бұл көздің жағдайын бақылауға мүмкіндік береді. Сан-Диегодағы Калифорния университетінің зерттеушілері бағдарламалық жасақтаманы әзірлейді, соның арқасында контактісіз сенсорларды қолдану аясы кеңейеді. Жанаспайтын датчиктер қауіпті өндірістердегі операторлардың, көлік құралдарының жүргізушілерінің, оның ішінде қоғамдық көліктің физиологиялық жай-күйін бақылау жүйелерінде талап етілуі мүмкін. Сонымен қатар, сенсорлар телемедицинада, жаппай медициналық тексеруден өту кезінде, ұшқыштар мен спортшылардың жүктемелерін бақылау үшін, бейнелеу жүйелерінде, қимылдар мен бейнелерді тану үшін өте пайдалы болады.

Герт Ковенберг ғылыми зерттеушінің жобалауы

Герт Ковенбергтің қатысуымен жасалған ЭКГ-ны байланыссыз өлшеуге арналған қарапайым жүйе 1.2.1-суретте көрсетілген. Мұндай жүйенің байланыссыз электроды - бұл екі буферлік күшейткіштердің каскады орнатылған қарапайым текстолиттік баспа платасын ұсынады. Операционды күшейткіш тұрақты компонент бойынша 0,22 мкФ конденсатордың көмегімен DC бойынша бірінші операционды күшейткіш кірісінің дрейф әсерін жою үшін бөлінеді. V_{ref} тізбегінің потенциалы операционды күшейткіш қуат кернеулерінің ортасында орнатылады: 5 в кернеуі бар бірполярлы көзден қуат алған кезде ол 2,5 в-қа тең болады. Мақта матасы арқылы сигнал алатын электродтары бар жүйе жүректің электрлік белсенділігін терімен тікелей байланыста орнатылған күміс бар электродтары бар классикалық кардиографтан кем емес тіркейді (1.2.2-сурет). Сонымен қатар, өлшеу жүйесінде өндірістік жиілікке кедергі келтіретін кесу сүзгілері жоқ: зерттеушілердің пікірінше, олар экрандау мен соңғы электродты сәтті ауыстырады.



1.2.1.сурет – Қарапайым контактісіз электрод



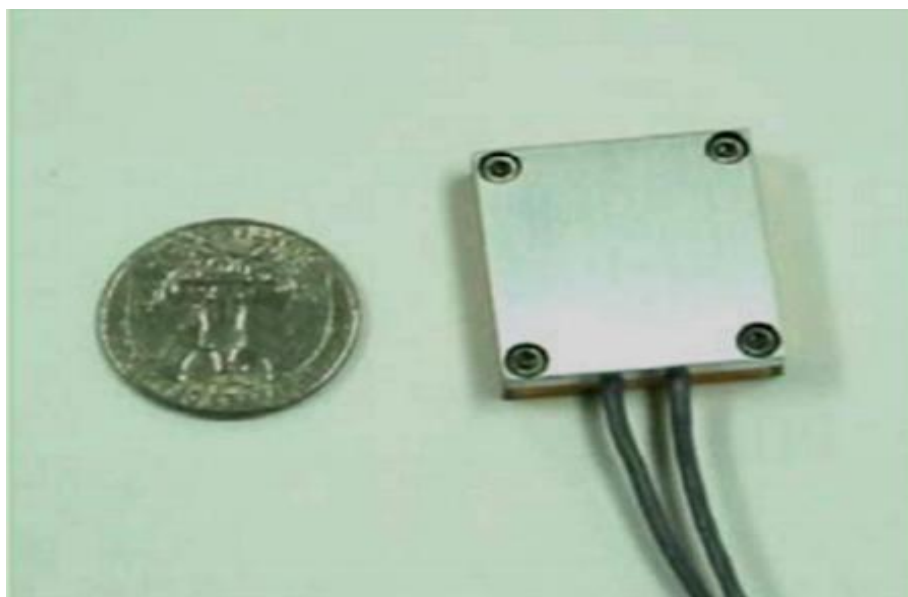
1.2.2 сурет – Байланыссыз әдіспен алынған ЭКГ

Нәтижелер айтарлықтай әсер қалдырса да, олар қосымша практикалық тексеруді қажет етеді. Байланыссыз электрод-тегті пайдаланатын, сипаттамасы өте қысқа жүйе көптеген сұрақтарды туындатады: соңғы электродтың болуы өнеркәсіптік желінің фазалық кедергісінің әсерін айтарлықтай азайтады.

QUASAR компаниясының жобалауы

Бұл НАТО мемлекеттерінің әскери құрылымдарының мүдделері үшін QUASAR(Quantum Applied Science and Research) жасаған ЭКГ байланыссыз өлшеу жүйесінің сериялы үлгілерін құру туралы есептер бар. QUASAR компаниясының әзірлемелері далалық жағдайларда әскери бөлімдердің жеке

құрамының денсаулық жағдайын анықтауға арналған және DARPA (Defense Advanced Research Projects Agency; озық қорғаныстық зерттеу жобалары агенттігі) агенттігінің қаржыландыруымен құрылады. Атап айтқанда, алғашқы байланыссыз ЭКГ өлшеу жүйесін QUASAR мамандары 2001 жылы жасаған және өлшеу электродтарынан 10 дюймге дейінгі қашықтықта толық киінген адамға ЭКГ алуға мүмкіндік берген. Кейінірек компания осы жүйенің неғұрлым ықшам нұсқаларын (1.3.1 сурет) әзірледі, олар көптеген субъектілердің көмегімен сәтті сыналды, олардың тиімділігі мен қолданылуы, кем дегенде, жүрек соғу жиілігін анықтау үшін дәлелденді.



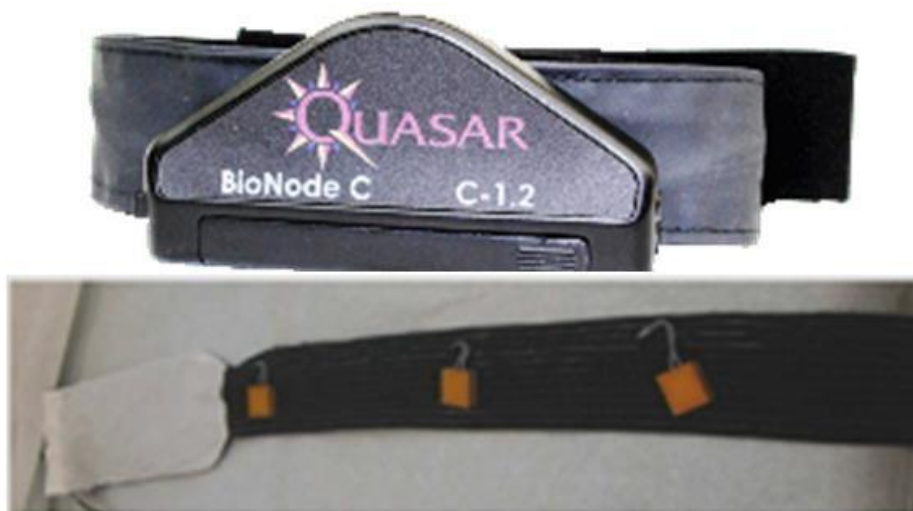
сурет – QUASAR компаниясының ұсынған шағын сенсоры

Зерттеулердің сәтті болуына қарамастан, ЭКГ-ны тіркеу эксперименттері бөлігінде электродтардың бірі мен адам денесі арасындағы омикалық байланыс қолданылуы мүмкін.

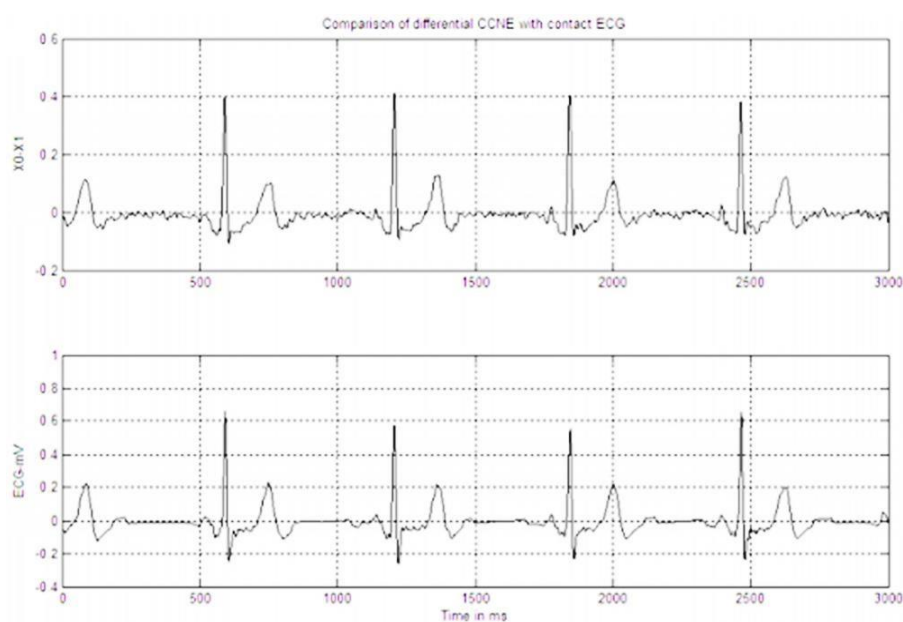
Деректерді жинау жүйесі мен экспериментатордың денесі бір-бірінен 6 фут қашықтықта орналасқандықтан, тұрақты компоненттегі ықтимал айырмашылықты азайту үшін жерге қосу сымы зерттеушінің оң білегіне қосылды. Бұл әдіс денеге тікелей қосылған соңғы электродты қолдануға тең. Алайда, сыналған жүйе толығымен байланыссыз және пайдалы сигнал сыйымдылық датчиктерінің жұптарындағы сигналдардың айырмашылығы ретінде алынады деп мәлімдейді.

Үш сенсор бастапқы сигналдардың үш жұбын құрайды, олардан үш пайдалы ЭКГ сигналын алу арқылы байланыс әдістерімен алынған кардиограммалармен салыстыруға болады.

Айта кету керек, барлық сыналушылар мақта футболкаларымен киінген, өйткені синтетикалық маталарды қолдану статикалық электрмен байланысты жағымсыз әсерлерге әкелуі мүмкін. Датчиктерді орнату әдісі 1.3.2 суретте көрсетілген.



сурет – Мақта футболкасының үстіне киінген таспаға бекітілген сенсорлар



сурет – Байланыссыз өлшеу жүйесімен (жоғарыда) және классикалық кардиографпен (төменде) алынған нәтижелерді салыстыру

Жүрек белсенділігін өлшеу және алынған эксперименттік деректерді өңдеу нәтижесінде ЭКГ 1.3.3 суретте көрсетілген (жоғарғы график) тіркелді. Алынған нәтижелердің жоғары сапасына қарамастан, зерттеудің негізгі тұжырымы RR интервалдың ұзақтығын сенімді анықтау арқылы адамның жүрек соғу жиілігін өлшеу үшін әзірленген технологияның қолданылуы туралы мәлімдеме болды.

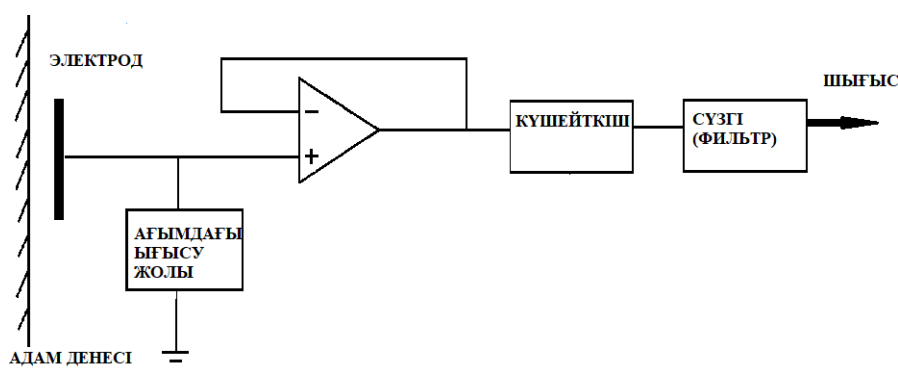
Зерттеу авторлары сонымен қатар дамыған технологияның нақты мәліметтерін толықтай ашуға тырыспайды. Бұл зерттеуде ЭКГ-ны байланыссыз тіркеу принципіне қатысты ақпаратты толықтай сипаттамаған, бірақ заманауи

сымсыз технологияларды қолдана отырып, эксперименттік деректерді жинау және беру мәселелерін қамтиды. Осылайша, QUASAR мамандары көптеген ғылыми және техникалық мақалалар жариялағанына қарамастан, ЭКГ байланыссыз өлшеу мәселелеріне қатысты жоғарыда қарастырылған жарияланымдардың ешқайсысы сыйымды электродтардың әрекет ету принципін сипаттамайды. Алынған деректердің жоғары сапасы туралы мәлімдемелер ешқандай нақты ақпаратпен расталмайды. Осы мақалаларды мұқият оқып отырып, әзірленген өлшеу кешендері ЭКГ-ны тіркеудің ең жақсы сапасын қамтамасыз етеді деп көрсетеді, егерде терминалды электродтың экспериментатордың денесімен омикалық байланысы болса.

Case Western Reserve университетінің жобасы

Есеп(отчет) сымсыз жүрек қызметін тіркеу жүйесін құру, тыныс алуды анықтау және қабақтың қозғалысы туралы зерттеу нәтижелерін сипаттайды. Жүйе жол-көлік оқиғаларының алдын алу мақсатында көлік құралы жүргізушісінің көңіл-күйін бақылауға арналған.

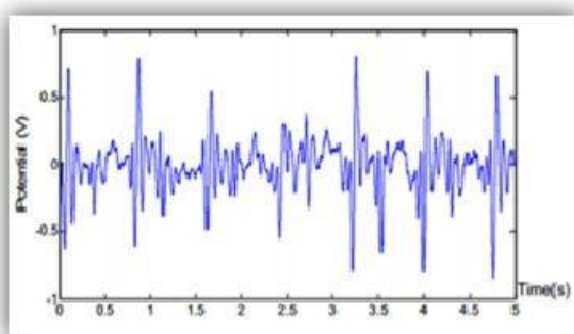
Жұмыста ЭКГ өлшеу денеден 30 см қашықтықта мүмкін екендігі айтылған. Алайда, ЭКГ-ны байланыссыз тіркеу әдісіне емес, жүргізушінің жағдайын диагностикалау үшін биоэлектрлік сигналдарды қолдануға назар аударылады. Зерттеуде пайдаланылған контактісиз өлшеу электродының құрылымдық схемасы ерекшеленбейді (1.4.1 сурет). Кіру сатысында INA116 күшейткіші қолданылды. Барлық электронды компоненттері бар баспа платасы экрандалған корпуста орналасқан. ЭКГ байланыссыз тіркеу жүйесі бар эксперименттік қондырғының пайда болуы 1.4.2 суретте көрсетілген. Бұл зерттеу жұмысында өлшеу кешенінің өнімділігі әртүрлі жағдайларда сыналды: экрандалған бөлмеде, кәдімгі зертханада, сондай-ақ жүргізу тренажері бар бөлмеде. Экспериментатордың тренажермен өзара әрекеттесуі кезінде тіркелген кардиограммалар 1.4.3 суретте көрсетілген.



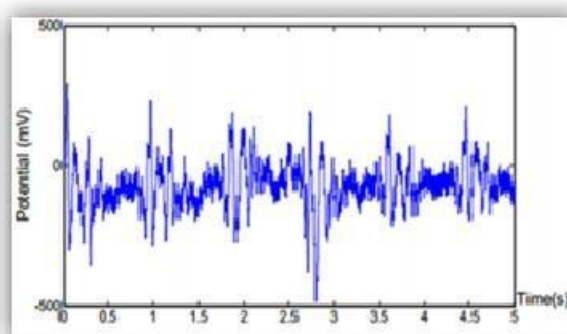
сурет – Байланыссыз өлшеу электродының блок-схемасы



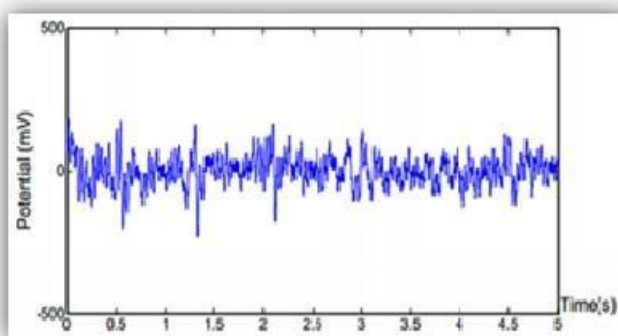
сурет – Байланыссыз ЭКГ тіркеу жүйесінің орналасуы.



а)



б)



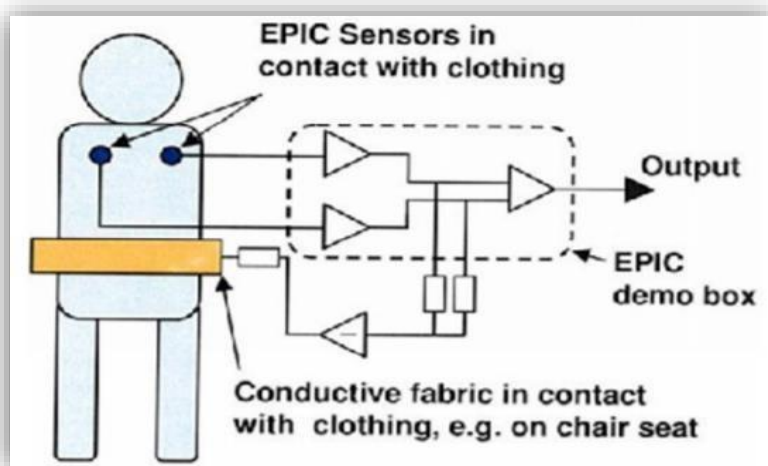
в)

сурет – Қашықтықта алынған ЭКГ нәтижелері, а) ЭКГ сигналы 10 см қашықтықта, б) ЭКГ сигналы 20 см қашықтықта, в) ЭКГ сигналы 30 см қашықтықта

Алайда, схемотехникамен байланысты егжей-тегжейлі техникалық деректерөлшеу құралы және ЭКГ тіркеу әдісінің ерекшеліктері жобалау жұмыстарында нақты көрсетілмеген. Сондықтан, қарастырылып отырған жұмыста алынған нәтижелердің сенімділігі белгілі бір күмән тудырады.

Plessey Semiconductors өнімдері

Қазіргі уақытта Plessey Semiconductors компаниясы ЭКГ-ны контактісіз тіркеуге арналған жабдықты жаппай шығаратын әлемдегі санаулы кәсіпорындардың бірі болып табылады. Атап айтқанда, зерттеу байланыссыз интеграцияланған ЭКГ сенсорларын шығару үшін қолданылатын EPIC (Electric Potential Integrated Circuit, электрлік потенциалды өлшеуге арналған интегралды схема) технологиясы туралы айтады. Сенсор мен тері беті арасындағы электр байланысы табиғатта сыйымдылық болып табылады, сондықтан EPIC сенсорлары электр потенциалының өзгеруін өткізгіш емес мата



арқылы тіркей алады. Мұндай сенсорлардың жұмысы екі режимде мүмкін. Бірінші режим пациенттің денесін кардиографтың электр тізбегінің жалпы нүктесіне тікелей омикалық қосуды білдіреді, бұл электромагниттік кедергілерді басуды едәуір жақсартуға мүмкіндік береді.

сурет – EPIC және DRL-электрод сенсорларын қосу әдісі

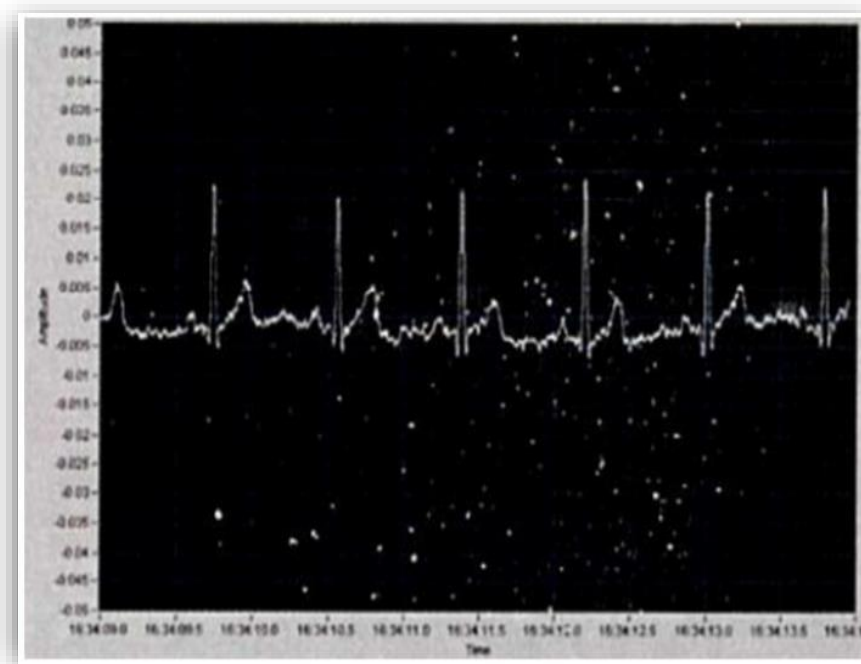
Екінші, толығымен байланыссыз жұмыс режимі кедергі деңгейін төмендетудің қосымша әдістерін қолдануды қажет етеді. Негізінен, осы мақсаттар үшін пациенттің денесімен сыйымды байланысы бар терминалды электрод қолданылады. Мұндай электродтың мысалы ретінде қарапайым алюминий фольгасын қолдануға болатын өткізгіш матамен қапталған орындықтың артқы жағы (орындығы) келтірілген.

DRL-электрод қосылған электр сыйымдылығы адам терісі мен өткізгіш ұлпаның бетімен қалыптасады, ал адам денесіндегі киім диэлектрик ретінде қызмет етеді. "Конденсатор төсемдерінің" үлкен ауданына байланысты соңғы электродтың алынған сыйымдылығы сенсорлар мен тері беті арасындағы сыйымдылықтан едәуір үлкен болады.

Датчиктер мен DRL электродын орнату әдісі 5.1 суретте көрсетілген. Бұл контактілі кардиографияда бірдей мақсаттарда қолданылатын схемалардан еш айырмашылығы жоқ. Rp резисторының мақсаты электрлік бұзылу нәтижесінде жоғары кернеу пайда болған кезде адамның қауіпсіздігін қамтамасыз ету болып табылады. EPIC сенсорларын қолдану жөніндегі нұсқаулықта сигнал-шу қатынасын арттыру үшін белсенді сүзгілерді пайдалану ұсынылады. Кесу сүзгілерін пайдалану өндірістік жиіліктің кедергісінің теріс әсерін жоюға

мүмкіндік береді, ал сигналдың ЭКГ жолағымен қиылыспайтын диапазондардағы сигналдарды басуға бейімделген төменгі және жоғарғы жиіліктегі сүзгілер қосымша шуды жоюды қамтамасыз етеді.

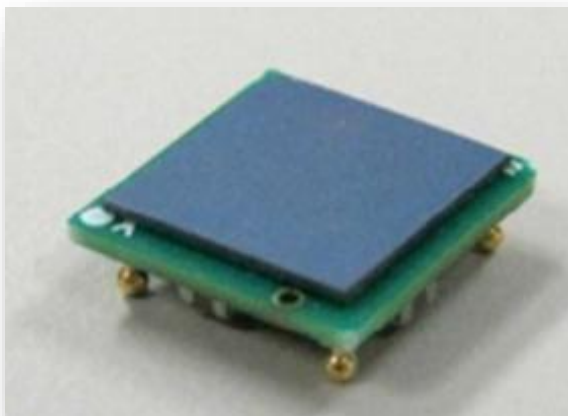
Алынған ЭКГ сигналының сапасына пациенттің қозғалысы, статикалық электр заряды және тым тығыз киім теріс әсер етеді. 1.5.2 суретте EPIC сенсорларын қолдана отырып, әртүрлі жағдайларда алынған ЭКГ-нің бірнеше мысалдары келтірілген. Барлық ұсынылған ЭКГ-да QR-кешен мен RR-аралықты жақсы ажыратамыз.



сурет – Мақта матаның бір қабаты арқылы тіркелген ЭКГ сигналы. Соңғы электрод пациенттің денесімен сыйымды байланысқа ие. Орталық жиілігі 0,05 Гц жоғарғы жиілік сүзгісі және орталық жиілігі 30 Гц төменгі жиілік сүзгісі қолданылады

Plessey Semiconductors ассортиментінде EPIC сенсорларының бірнеше түрін қоса алғанда, жүрек қызметін тіркеуге арналған көптеген жабдықтар бар. Мысалы, PS25201A сенсоры келесі сипаттамаларға ие:

1. Ультра жоғары кіріс кедергісі шамамен 20 ГОм;
2. Сигнал көзімен сыйымдылық байланысы (яғни тері бетімен);
3. Кіріс сыйымдылығы 15 пФ аспайды;
4. Өткізу жолағы 0,2 Гц - 10 кГц;
5. Сенсор биполярлық көзден қуат алуы керек, кернеуі $\pm 2,4$ В-тан ± 4 В-қа дейін;
6. Датчиктер баспа схемасына орнату үшін шығыс контактілері бар корпуста жеткізілуі мүмкін.

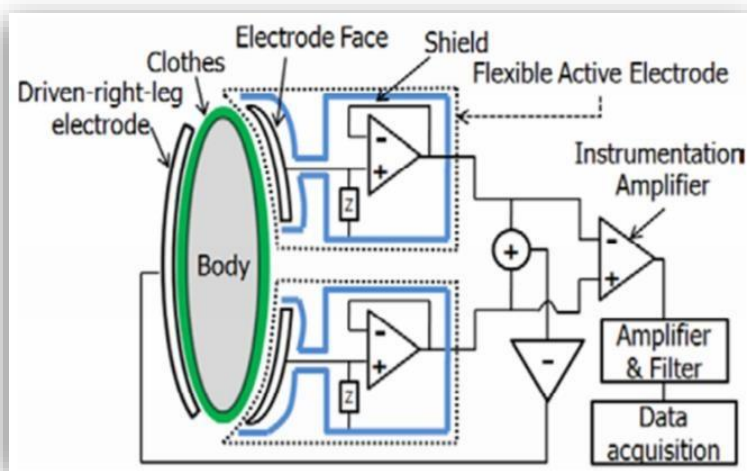


сурет – PS25201 А сенсорының сыртқы түрі

Сеул университетінің жобасы

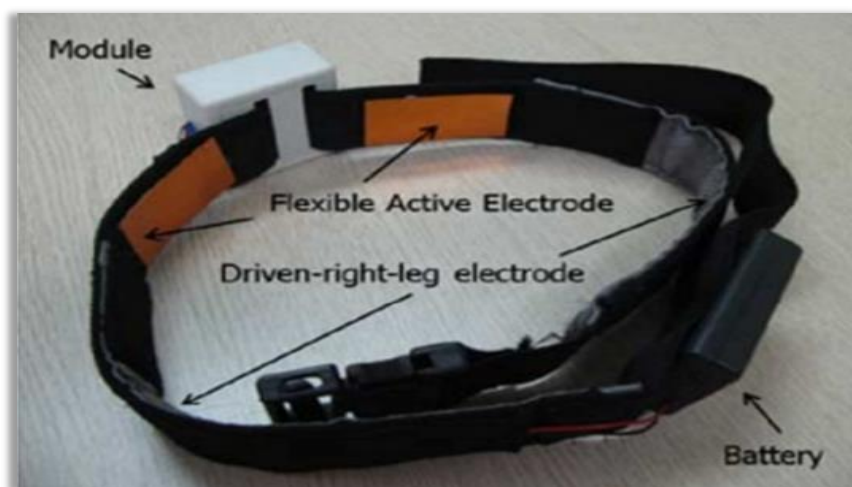
Сеул университетінің зерттеу тобы жасаған өлшеу жүйесі, жоғарыда қарастырылған әзірлемелер сияқты, белсенді экрандалған екі өлшеу электродынан тұрады, олардың әрқайсысында сезімтал элемент жоғары кіріс кедергісі бар буферлік күшейткішке қосылған (1.6.1 сурет).

Жүйенің барлық электродтары адам денесінен мақта матасының бір қабатымен бөлінеді. Соңғы электродқа берілетін сигнал теріс күшейту коэффициентімен күшейтілген өлшеу электродтарынан алынған екі сигналдың фазалық компоненті болып табылады. Екі өлшеу электродтарынан сигналдардың айырмашылығы болып табылатын пайдалы сигнал аспаптық күшейткішпен шығарылады және күшейтіледі. Содан кейін бұл сигнал сандық түрге айналады және компьютерге жіберіледі. Сигналды өңдеу кезінде жиілік диапазонын 10-30 Гц диапазонына дейін шектейтін жолақ сүзгісі қолданылады.

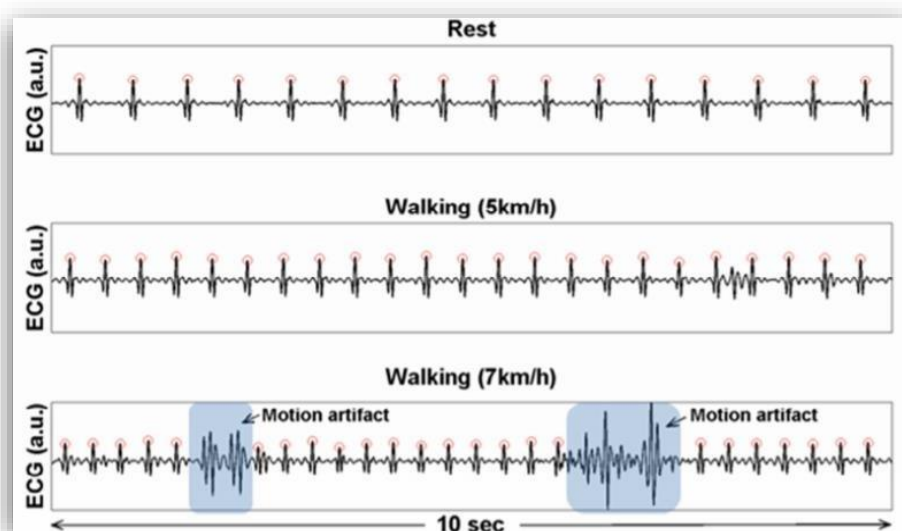


сурет – Сеул университетінде жасалған өлшеу жүйесінің блок-схемасы. Ығысу кедергісінің шамасы $z = 5$ гом.

Өлшеу жүйесі пациенттің киіміне бекітілетін белдік белбеу түрінде орындалған (1.6.2 сурет). Өлшеу электродтары оның алдыңғы жағында, ал DRL электродтары артқы жағында орналасқан. Басылым авторлары өлшеу электродтарының мыс сезімтал элементтерінің ауданы 18 см^2 екенін айтады. OPA124 операциянды күшейткіштер буферлік күшейткіштер ретінде қолданылады. Өлшеу электродтарынан сигналдардың айырмашылығын алу үшін INA114 күшейткіші 100 пайда коэффициентімен қолданылады. Өткізгіш матадан жасалған соңғы электродтың мөлшері көрсетілмеген. Бұл жағдай зерттеу авторлары осы электродтың беті мен науқастың терісінің беті арасындағы сыйымдылықты арттыру үшін DRL электродының ауданын барынша арттыруға тырысты деп болжайды.



сурет – Сеул университетінде құрылған ЭКГ өлшеу құрылғысының дизайны



сурет – Әр түрлі жағдайларда жүйені тестілеу нәтижелері: пациент қозғалмайды; пациент 5 км/сағ жылдамдықпен жүреді; пациент 7 км/сағ жылдамдықпен жүреді.

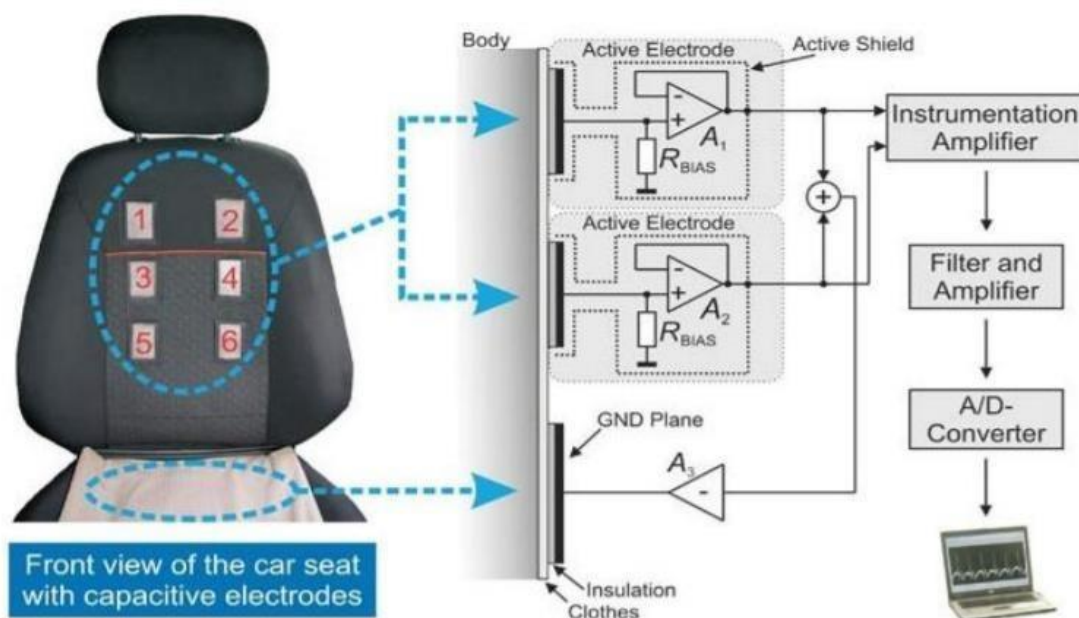
Жүйенің жұмыс қабілеттілігі үш түрлі жағдайда тексерілді (1.6.3 сурет). Алғашқы ЭКГ пациент демалу кезінде тіркелген. Науқас жүгіру жолымен 5 км/сағ және 7 км/сағ жылдамдықпен жүрген кезде басқа екі ЭКГ алынды, 7 км/сағ жылдамдықпен жүру кезінде адамға жаяу жүруден жүгіруге ауысу тиімдірек болған кезде, жүрек соғу жиілігін сенімді есептеуге мүмкіндік бермейтін ЭКГ сигналының бұрмалануы (қозғалыс артефактілері) пайда болады.

Көлік құралдары жүргізушілерінің байланыссыз экг мониторингі технологиясы

Бұл зерттеуде байланыссыз әдіспен электрокардиограмма алудың негізгі мүмкіндігі мен технологиясы қарастырылады. Эксперимент жүргізу әдістемесі сипатталған, сигналдарды жанама түрде алып тастау кезінде туындайтын қиындықтарды шешуге көзқарас ұсынылған және өз зерттеулерінің нәтижелері келтірілген.

Соңғы жылдары бірқатар жетекші фирмалар автомобильдер үшін ЭКГ-ны байланыссыз өлшеуге негізделген жүргізушінің функционалды жағдайын бақылаудың жаңа жүйесін құру бойынша жұмыс жүргізіп жатыр деген ақпарат пайда болды.

Ол үшін сыйымды датчиктер ("құрғақ электродтар") пайдаланылады, олар жүргізушінің орындығына орнатылады және өңдеу және "санға" түрлендіру аппаратурасына қосылады (1.7.1 сурет).



сурет – Ford компаниясы әзірлеген экг байланыссыз талдау технологиясы

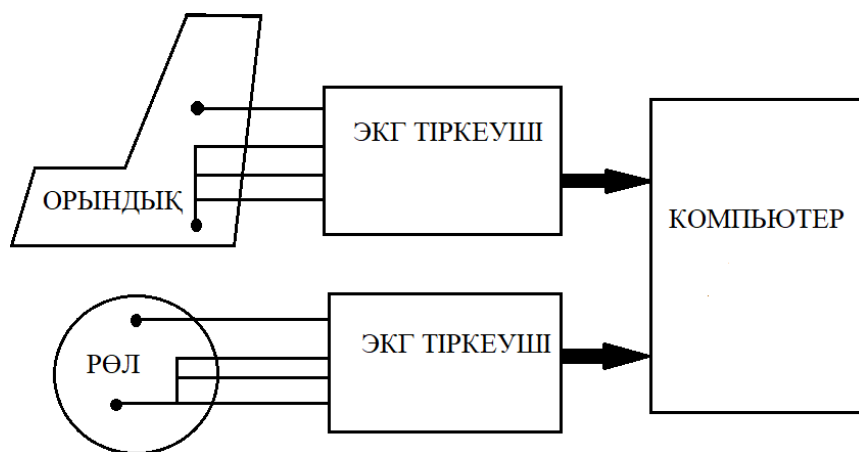
Бұл ақпарат бірқатар сұрақтар туғызды, олардың кейбіреулері:

1) дәстүрлі ЭКГ тіркеушілерінде сигналдарды алу артқы жағынан емес, кеудеден жасалады;

2) медициналық жарияланымдарда, оның ішінде шетелдік басылымдарда "байланыссыз ЭКГ" термині жоқ;

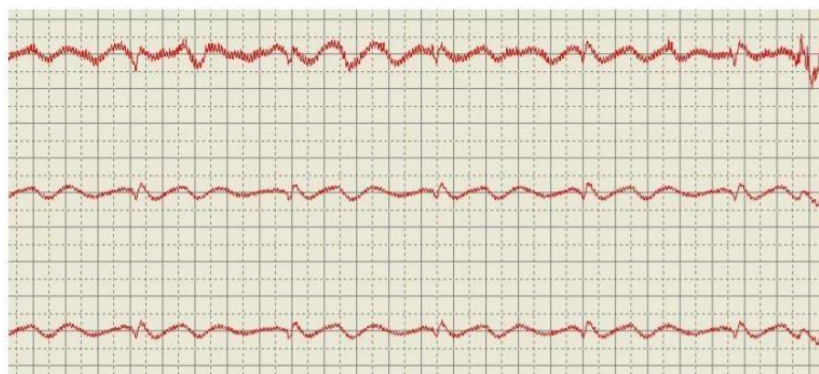
3) жүкті және ұрықтың ЭКГ тіркеушісінің "Моника" (Англия) құрылғысына арналған нұсқаулықтарда электродтың астындағы терінің жағдайы өте жоғары екендігі айтылған.

Байланыссыз ЭКГ үшін бағдарламалық жасақтамаға қосымша сүзгілер енгізіліп, электродтардың қосылу кезінде ЭКГ сигналында ең аз кедергі бар екендігі анықталды дегенмен пайдалы сигнал 5 есе азаяды. Бұл опция эксперименттерде қолданылды, өйткені "тазартылған сигналды" күшейту қиын емес.



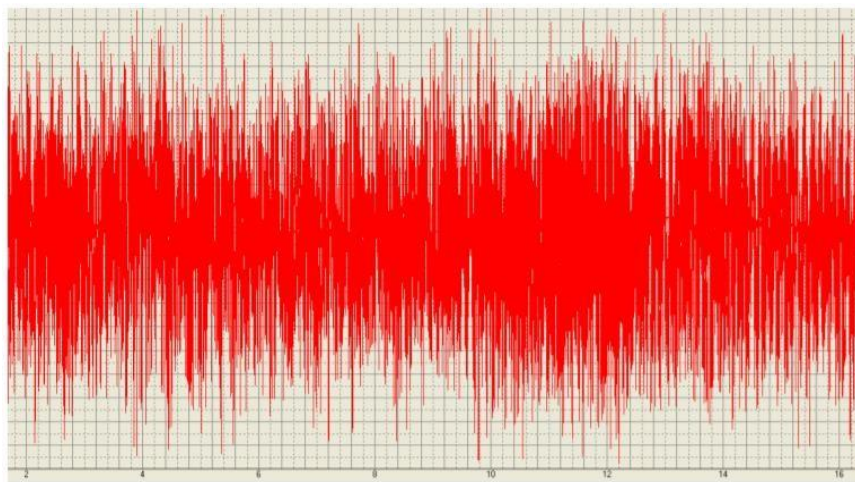
сурет – Жүргізуші орындығы мен рульден байланыссыз ЭКГ тіркеу үшін электродтарды қосу схемасы

Рульден алынатын сигнал-ЭКГ-ға жақын сигнал, R-тісшелерінің амплитудасы төмендеген.

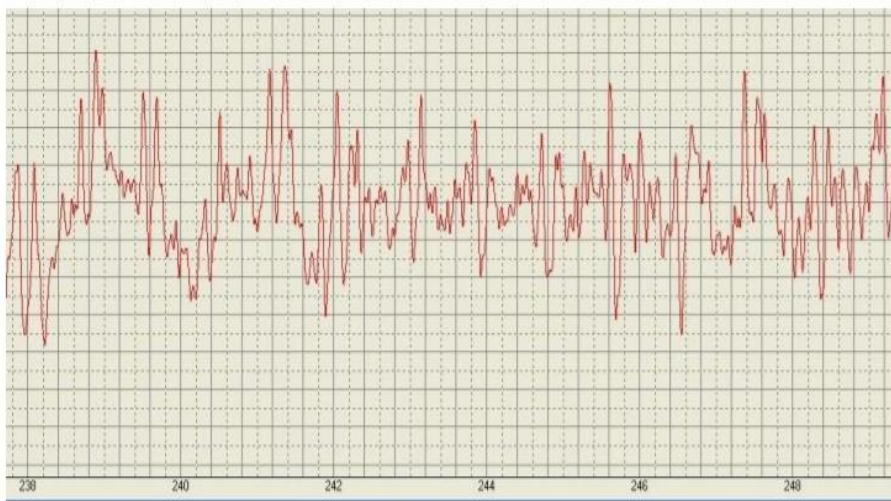


сурет – Рөлден алын электрокардиограмма

Бұл сигнал адамның ЭКГ және жүрек соғу жиілігін бақылауға мүмкіндік береді. ЭКГ-ны жүргізушінің терісімен тікелей байланыссыз тіркеу үлкен қызығушылық тудырады. Электродтарды артқы жағына орнату есептегішті кедергілермен "бітеп тастады", бірақ адам (киімде) мен электродтары бар орындықтың артқы жағында құрылғы төмен жиілікті сигналды белгіленген кезеңмен тіркейді.



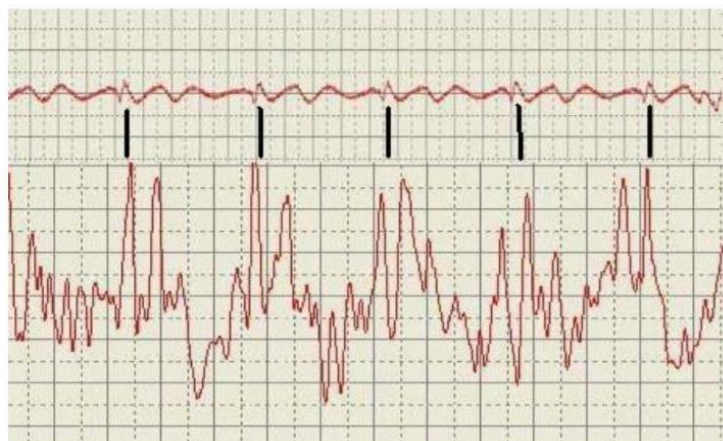
сурет – Электродтарды арқаға басу(жабысу) арқылы алынған ЭКГ сигналы



сурет – Орындықтың артқы жағы мен жүргізушінің арқасы арасындағы алшақтықпен алынған ЭКГ сигнал

Бұл кезең көбінесе "жүргізуші" рөлінен тіркелген ЭКГ кезеңімен сәйкес келеді (1.7.6 сурет). Сонымен қатар, 0,5–0,6 Гц жиілігі бар ырғақ ерекшеленеді, ол тыныс алуды көрсетеді. Кешен алған сигнал тұрақсыз және кедергілермен оңай ауыстырылады. Зерттеулер бірнеше пәндерде жүргізілді, олардың барлығында тіркеуші ырғақты сигналдарды тіркейтін ережелер оңай болды. Болжам

бойынша, бұл тіркеушінің жоғары сезімталдығына және сигналдарды сүзгілеудің икемді бағдарламасына қол жеткізді.



сурет – Жүргізуші рөлінен(жоғарғы) және кресло арқасынан(төменгі) алынған біріктірілген ЭКГ сигналдары

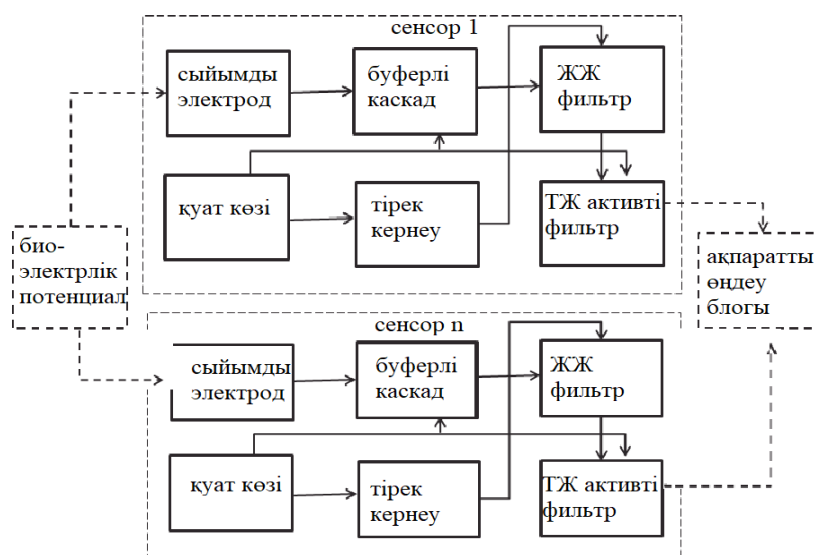
Осылайша, зерттеулер ЭКГ-ны адам денесімен байланыссыз тіркеудің негізгі мүмкіндігін көрсетті. Толыққанды кешенді дамыту көп күш – жігерді қажет етеді, ал әртүрлі профильдегі мамандар – дизайнерлер, химиктер, бағдарламашылар. Бірақ нәтижесінде ғылым мен техниканың әртүрлі салаларында сұранысқа ие болуы мүмкін жеке зерттеуге негізделген заманауи технология алынуы мүмкін.

2 Байланыссыз ЭКГ сигналдарын оқу жүйесін Multisim бағдарламасында модельдеу

Медициналық-биологиялық көрсеткіштерді (ЭКГ сигналдарын) байланыссыз оқуға арналған жүйені электрлік сұлба көмегімен модельдеу

Бұл бөлімде байланыссыз сенсор жүйесінде адам ағзасының биоэлектрлік әлеуетін тіркеуге мүмкіндік беретін электр схемасын есептеу және модельдеу арқылы медициналық-биологиялық көрсеткіштерді (ЭКГ сигналдарын) байланыссыз оқуға арналған жүйені әзірлеу қарастырылған. Электр тізбегі ең қолайлы жағдайларда максималды күшейтуді қамтамасыз етеді. Егер ең нашар көрсеткіштерге сүйенетін болсақ, QRS-кешеннің амплитудасы биопотенциалдарды алудың жақсы жағдайлары пайда болған кезде күшейту шегіне жетеді.

Сыйымды электродтар күнделікті өмірде биомедициналық өлшеу құралдарын қолданудың ыңғайлылығы мен жайлылығының жаңа деңгейіне жетуге мүмкіндік береді, сонымен қатар мұндай электродтарды қолданудың ұзақ мерзіміне байланысты шығындарды едәуір төмендетеді. Белсенді сүзгі, басқалармен қатар, қуат көзі ұсынатын фазалық кедергіден арылуға көмектеседі. Модельге тікелей электрод кіреді, ол сыйымдылықты байланыс арқылы адамның биопотенциалдарын байланыссыз оқуды қамтамасыз етеді; құрылғының қабылдау бөлігін келесі сатылармен үйлестіру үшін қажет буферлік каскад; қажетті кесу жиілігі бар жоғары жиілікті сүзгі; тұрақты кернеуді қажетті мәнге араластырғыш ретінде кернеу бөлгіш; электр сигналын түпкілікті күшейту және төмен жиілікті сүзу үшін қызмет ететін белсенді сүзгі.



2.1.1 сурет – Биопотенциалдарды тіркеу үшін әзірленген датчик схемасының құрылымдық моделі

Күнделікті іс-әрекетте жабысқақ сымды электродтарды қолдану бірқатар мәселелерді қамтиды, оларды тек электродтардың көрсетілген түрінен бас тарту және сымсыз құрғақ сыйымды электродтарды қолдану арқылы шешуге болады.

Сыйымдылықты өлшеу арқылы ЭКГ мониторингі арнайы электродты қажет етеді. Бұл тұста бір өткізгіш (мыс) қабаттан тұратын электродтың дамуы қарастырылады. Бұл электрод заттың кеудесіне жақын орналасқан кезде конденсатор арқылы модельдеуге болады $C_{\text{экв.}}$, оның мәні, параллель пластиналары бар конденсаторлар теориясына сәйкес, осы пластиналар арасындағы қашықтыққа, өлшемге және диэлектрлік материалға байланысты.

Эквивалентті сыйымдылықты есептеу

Сигнал өтетін матаның материалы мақта болып табылады, ол нарықта жоғары қол жетімділікке ие және киім ретінде пайдалану кезінде өте ыңғайлы. Бұл материалдың диэлектрлік тұрақтысы 1.3-тен 1.4-ке дейін өзгереді. Мақтадан жасалған маталардың қалыңдығы 0.16-дан 0.6 мм-ге дейін. Биопотенциалдарды тіркеуге арналған бір реттік электродтардың көпшілігі (күміс/күміс хлориді) диаметрі 25-тен 60 мм-ге дейін. Осылайша, эквивалентті сыйымдылықты есептеу үшін тері / мата / электрод шегіне қажетті сипаттамалар берілген:

$$\begin{aligned}\varepsilon_{\text{мата}} &= 1.3 \dots 1.4, \\ d_{\text{мата}} &= 0.16 \dots 0.6 \text{ мм.} \\ d_{\text{э.п.}} &= 25. \dots 60 \text{ мм.}\end{aligned}\tag{2.1}$$

Хлор күміс электродының орташа диаметрін қолдана отырып, электродтың пластинасының ауданын табыңыз:

$$S_{\text{э.п.}} = \pi \cdot (R_{\text{э.п.}})^2 = \pi \cdot \left(\frac{d_{\text{э.п.}}}{2}\right)^2 \approx 1.386 \cdot 10^{-3} \text{ м}^2. \tag{2.2}$$

Енді мақта матасының орташа қалыңдығын және оның диэлектрлік өткізгіштігін алу арқылы тікелей эквивалентті сыйымдылықты есептейміз:

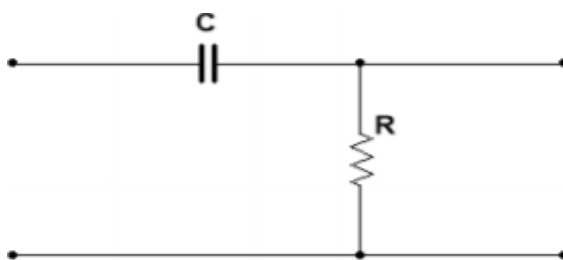
$$C_{\text{экв.}} = \frac{\varepsilon_{\text{мата}} \cdot \varepsilon_0 \cdot S_{\text{э.п.}}}{d_{\text{мата}}}\tag{2.3}$$

мұндағы $\varepsilon_0 \approx 8.85 \cdot 10^{-12} \text{ Ф/м}$ – электрлік тұрақты.

$$C_{\text{экв.}} = \frac{\varepsilon_{\text{мата}} \cdot \varepsilon_0 \cdot S_{\text{э.п.}}}{d_{\text{мата}}} \approx 43.577 \text{ пФ.} \tag{2.4}$$

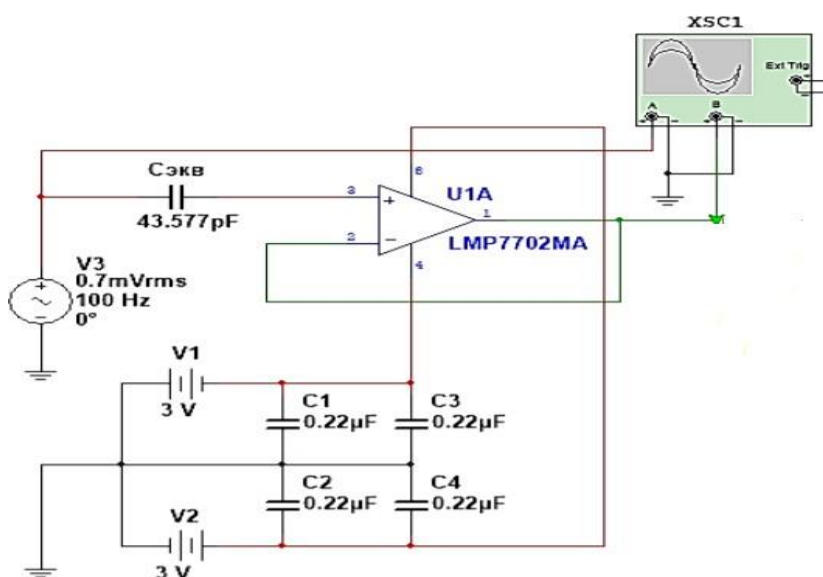
Энергияны жеткізу және бастапқы сүзу

Қабылданған сигналдардың жиілік диапазоны 1-ден 150 Гц-ке дейін. Бұл диапазонды қамтамасыз ету үшін сәйкесінше төменгі және жоғарғы жиіліктегі сүзгілердің құрылысы қажет. Жоғары жиілікті сүзгі ретінде (2.3.1 сурет) біз есептеген эквивалентті сыйымдылықты қолданамыз. Бірақ мұндай пассивті сүзгіні жасау үшін сізге қарсылық қажет.

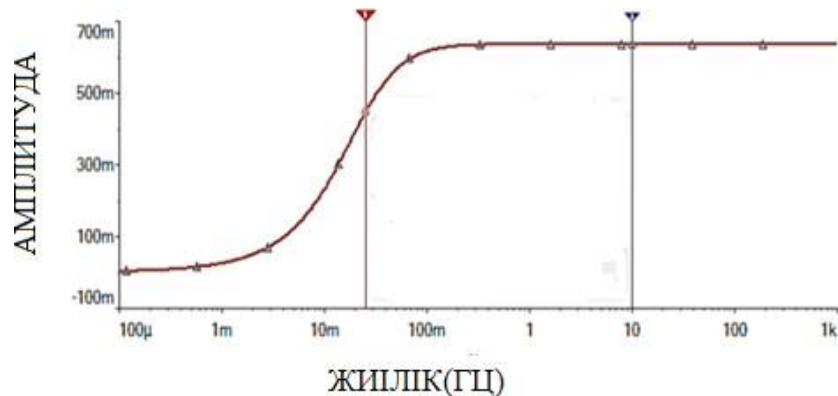


сурет – Жоғары жиілікті сүзгі

Мұндай сүзгіні алу үшін, сондай-ақ ақпаратты келесі каскадтарға беру үшін біз кернеу буфері ретінде конфигурацияланған операциялық күшейткішті (қайталағыш) қолданамыз. Мұндай операциялық күшейткіш айтарлықтай шығынсыз қарсылық пен энергия беруді үйлестіруді қамтамасыз етеді. Біз қымбат емес, кең қол жетімді lmp7702 жұмыс күшейткішін қолданамыз, ол өте жоғары кедергісі бар сенсорларды дамытуға жарамды CMOS құрылымына ие. Есептеулерді тексеру үшін біз CAD Multisim-ді қолданамыз, жоғары жиілікті сүзгі мен буфер схемасын және оның амплитудасының жиілік сипаттамасын саламыз (2.3.2 сурет, 2.3.3 сурет).



сурет – Модельдеуге арналған сұлба

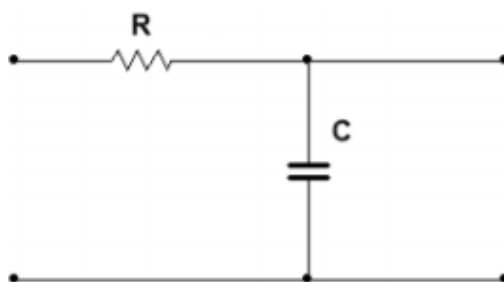


сурет – Амплитудты-жиілікті характеристика

График құру кезінде қолданылатын курсорлардың көмегімен біз кесу жиілігі $\frac{\sqrt{2}}{2}$ деңгейіне шамамен тең екенін анықтадық

$$f_{-3dB.BЧ} \approx 0.026 \text{ Гц} \quad (2.5)$$

Енді біз төмен жиілік сүзгісін есептей аламыз (2.3.4 сурет).



сурет – Төмен жиілікті сүзгі

Төмен жиілік сүзгісі үшін кесу жиілігі келесідей анықталады:

$$f_{-3dB.BЧ} = \frac{1}{2\pi \cdot R_{нч} \cdot C_{нч}} \quad (2.6)$$

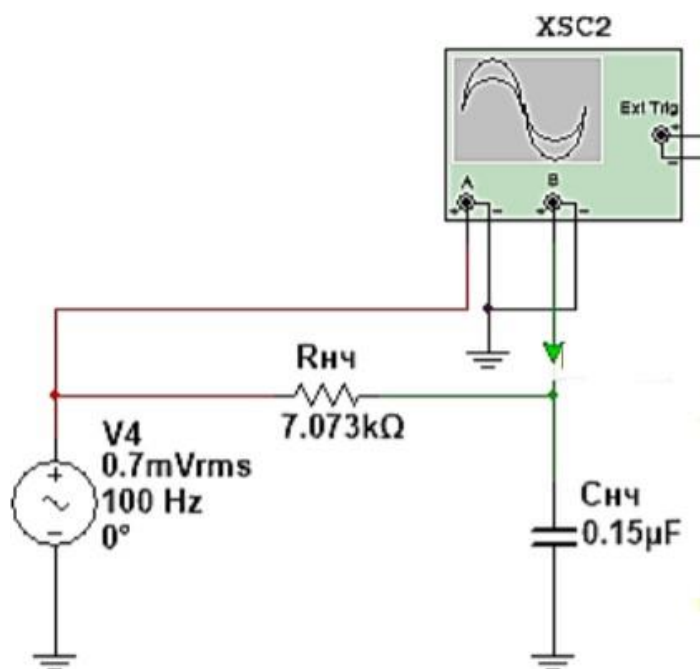
Сыйымдылық ретінде сыйымдылығы $C_{нч} = 0.15 \text{ мкФ}$ болатын конденсаторды аламыз. Кесу жиілігі тең болғандықтан

$$f_{-3dB.BЧ} = 150 \text{ Гц}, \quad (2.7)$$

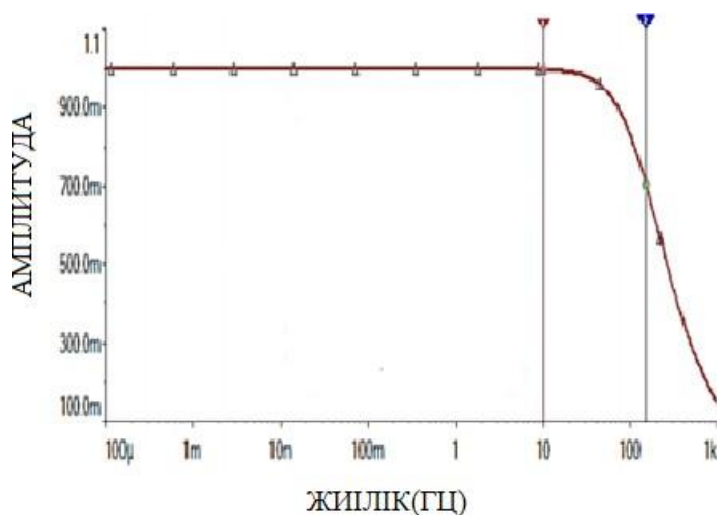
біз резистордың $R_{нч}$ қажетті кедергісін табамыз:

$$R_{нч} = \frac{1}{2\pi \cdot f_{-3dB.BЧ} \cdot C_{нч}} \approx 7.073 \text{ кОм}. \quad (2.8)$$

Есептеулерді тексеру үшін біз CAD Multisim қолданамыз, схема мен амплитудалық-жиіліктік сипаттаманы саламыз (2.3.5 сурет, 2.3.6 сурет).



сурет – Модельдеуге арналған сұлба



сурет – Амплитудты-жиілікті характеристика

Графикті құру кезінде төменгі сүзгі жиілігінің 0.707 деңгейі шамамен 150.725 Гц екенін анықтадық. Сыйымдылық байланысының қабылданған сигнал деңгейіне әсері. Тері мен электрод пластинасының арасындағы қашықтық өзгерген кезде (матаның қалыңдығы) эквивалентті сыйымдылығы $C_{\text{экв}}$ өзгереді. Яғни, кесу жиілігінің өзгеруі $f_{-3\text{dB}}$, бұл өз кезегінде

амплитудалық-жиіліктік сипаттаманың өзгеруіне әкеледі. Электродтың сипаттамасынан төмен деректерді алыңыз және әр опция үшін эквивалентті сыйымдылықты есептеңіз:

$$d_{\text{мата1}} = 0.16 \text{ мм},$$

$$d_{\text{мата3}} = 0.6 \text{ мм},$$

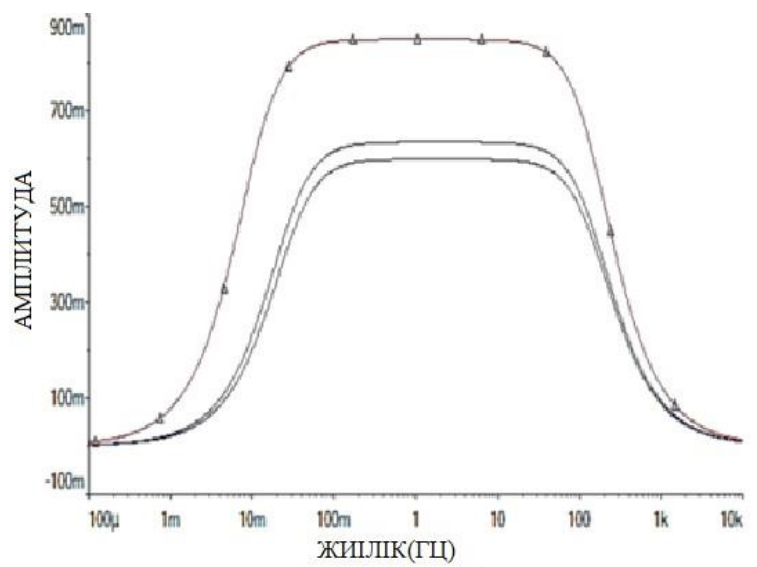
$$d_{\text{п.э}} = 48 \text{ мм},$$

$$\varepsilon_{\text{мата}} = 1.4;$$

$$C_{\text{экв1}} = \frac{\varepsilon_{\text{мата}} \cdot \varepsilon_0 \cdot \pi \cdot \left(\frac{d_{\text{п.э}}}{2}\right)^2}{d_{\text{мата1}}} \approx 140.15 \text{ пФ} \quad (2.9)$$

$$C_{\text{экв3}} = \frac{\varepsilon_{\text{мата}} \cdot \varepsilon_0 \cdot \pi \cdot \left(\frac{d_{\text{п.э}}}{2}\right)^2}{d_{\text{мата3}}} \approx 37.37 \text{ пФ} \quad (2.10)$$

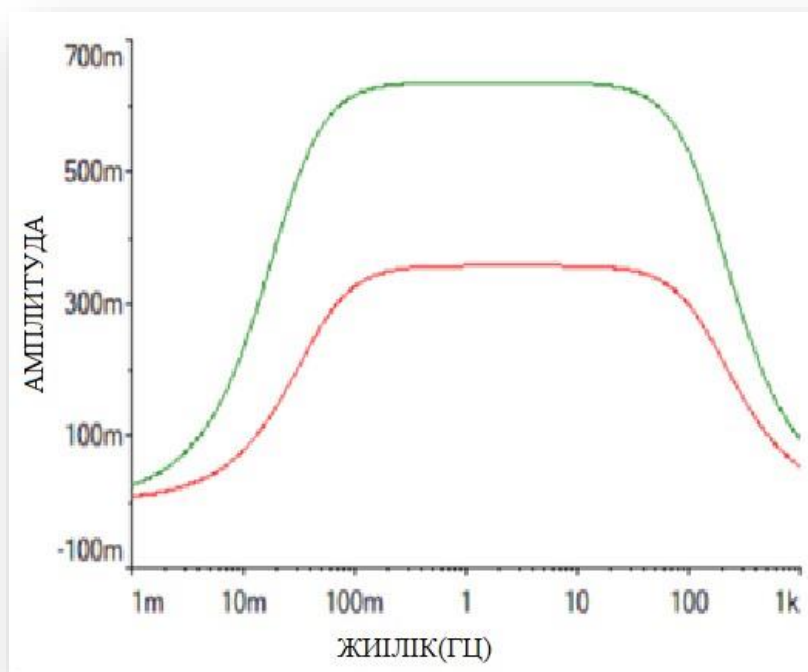
Қарастырылған жағдайлардың нәтижелерін алу үшін эквивалентті сыйымдылықтың белгілі аралық мәнін қолданамыз $C_{\text{экв2}} = C_{\text{экв}} = 43.577 \text{ пФ}$. CAD Multisim көмегімен біз эквивалентті сыйымдылықты, қайталағышты, төмен өту сүзгісін қамтитын схеманы жасаймыз және үш түрдің амплитудалық-жиіліктік сипаттамаларын аламыз (2.3.7 сурет).



сурет – Амплитудты-жиіліктік характеристика

Алайда, графиктерді салу кезінде біз тек мақта матасының қалыңдығын ескердік. Яғни, адам денесі, Мата және электрод бір-бірімен тікелей байланыста болды. Шындығында, жағдай басқаша, тері-мата шекарасында да, Мата-электрод шекарасында да шамалы ауа қабаты бар. Осылайша, балама конденсаторда қосымша диэлектрлік қабаттар пайда болады, оларды ескеру қажет. Сондықтан, жоғарыда айтылғандарды ескере отырып, қарастырылып отырған эквивалентті конденсаторды есептейміз. Біз эквивалентті

сыйымдылықтың алынған есептеулерін тексереміз және амплитудалық-жиілік сипаттамаларын ауа аралығын ескере отырып және онсыз салыстырамыз, бәрін CAD Multisim-де модельдейміз (2.3.8 сурет).



сурет – Алынған есептеулерді тексеру

Амплитудада да, жиілікте де айтарлықтай шығындар бар. Тек 0.6 мм ауа сигнал амплитудасын 2 есе азайтады. Басқаша айтқанда, біз электрокардосигналдың амплитудасы бойынша ең үлкен учаскелерін байқауға болатын қашықтықты табуымыз керек

$$U_{\text{кіріс}} = 0.03 \dots 10 \text{ мВ.} \quad (2.11)$$

Мұндай рөлді QRS кешені атқарады. QRS кешені-бұл жүрек қарыншаларының қозуы кезінде тіркелетін қарыншалық кешен. Бұл ЭКГ-дағы ең үлкен ауытқу. QRS кешенінің ені қарыншалық қозудың ұзақтығын көрсетеді және әдетте 0,06-0,09 (0,1 дейін) құрайды. QRS кешенінің ені жүрек соғу жиілігінің жоғарылауымен біршама төмендейді және керісінше болады. QR кешенінің ұзақтығына сүйене отырып, оның жиілігі шамамен мынаған тең

$$f = \frac{1}{\tau_{\text{QRS}}} \approx 10 \dots 17 \text{ Гц} \quad (2.12)$$

Эквивалентті сыйымдылықтың өзгеруі әсер ететін осы жолақтың ең жақын жиілігі 10 Гц құрайды. Енді CAD Multisim-де кардосигналды модельдейтін генератордың параметрлерін орнатуға болады (2.3.9 сурет, 2.3.10

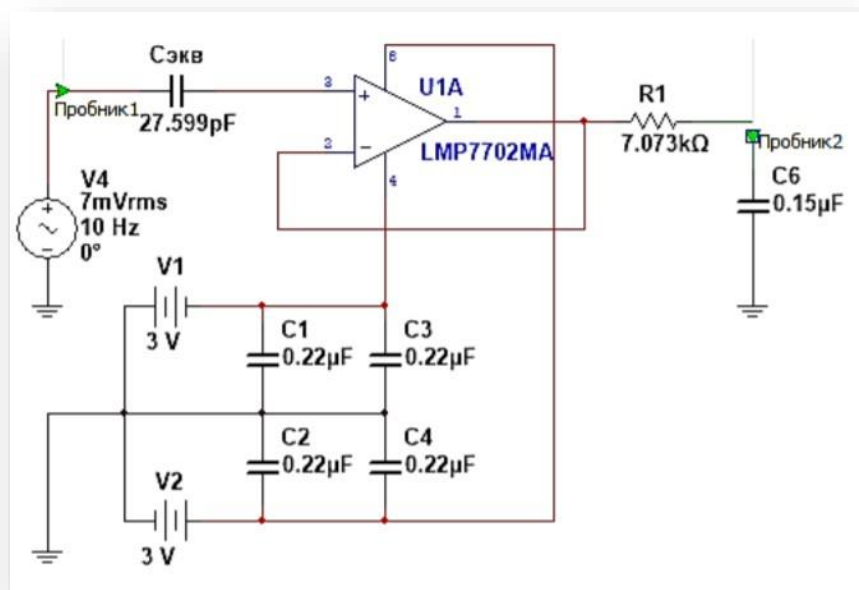
сурет). Сонымен қатар, модельдеу жағдайларын нашарлату үшін мақта матасының максималды қалыңдығын орнатамыз.

$$U_m = 10 \text{ мВ}; U_{\text{rms}} \approx 7 \text{ мВ};$$

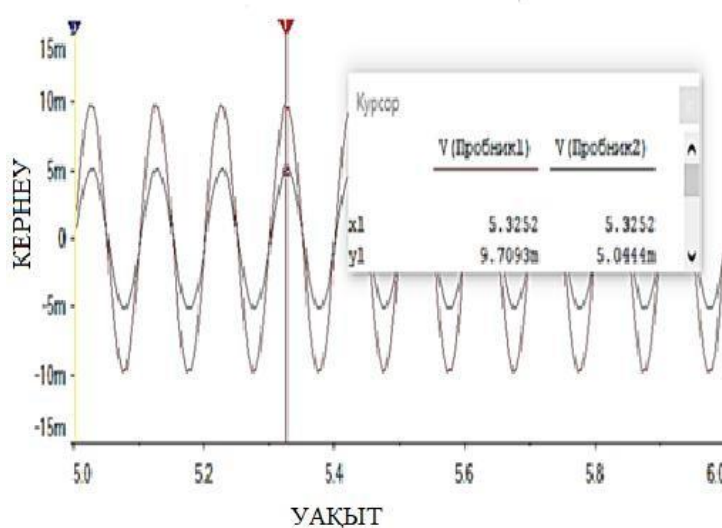
$$f = 10 \text{ Гц}; d_{\text{мата}} = 0.6 \text{ мм}.$$

Теріге, матаға және электродқа жақын болған жағдайда эквивалентті сыйымдылықты есептейміз.

$$C_{\text{экв4}} \approx 27.599 \text{ пФ}. \quad (2.13)$$



сурет – Электродтың моделі



сурет – Өтпелі процесстерді талдау

Шығыс кернеуінің амплитудасының кіріс кернеуіне қатынасы $K_{\text{төмендеу}}$ тең:

$$K_{\text{төмендеу}} = \frac{U_{\text{м.шығыс}}}{U_{\text{м.кіріс}}} \approx 0.5195. \quad (2.14)$$

Шекті күшейту және белсенді сүзу

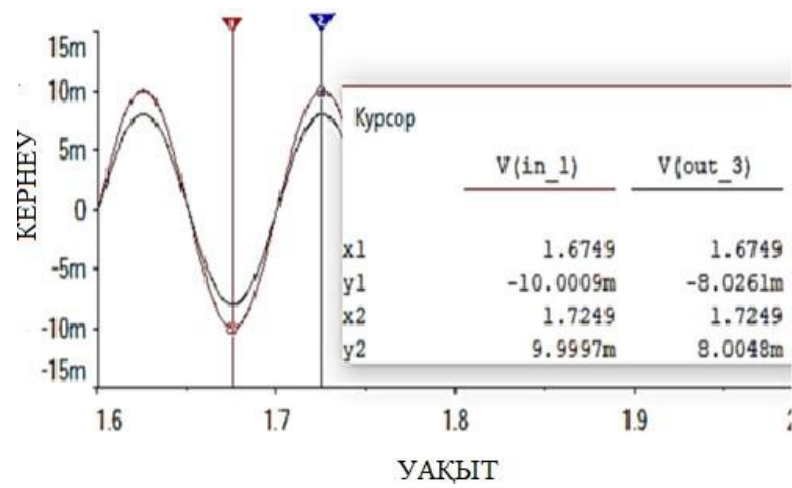
Өзірленген құрылғының шығуындағы электрлік сигнал аз шығынмен ақпаратты өңдеудің келесі каскадтарына ауысуы үшін біз бір интегралды схемада (егер бір электродты қарастыратын болсақ) тек буферлеуді ғана емес, сонымен қатар белсенді сүзгілеуді де жүзеге асырамыз.

Бұл дегеніміз, 150 Гц кесу жиілігін-3дБ деңгейіне жеткізуден басқа, біз буферден алынған электр сигналын күшейтеміз. Пайда табу мәселесі туындайды. Бұрын біз 10 Гц жиіліктегі гармоникалық сигнал тізбегі арқылы жүрекшенің ырғағының маңызды құрамдас бөлігі болып табылатын QRS кешенін, сондай-ақ ең үлкен амплитудасын модельдедік. Басқаша айтқанда, күшейту шегі 3В қуат элементінің кернеуі болады. Бұл жағдайда R шыңы бірдей 3В деңгейінде қалады, ал басқа жиіліктер артады, бұл зерттелген жиілік диапазонынан QRS кешенін өңдеу мен бөлуге қиындық тудырады. Сондықтан біз белсенді сүзгіні есептеу үшін ең қолайлы параметрлерді қолдануымыз керек.

Біріншіден, бұл тікелей эквивалентті сыйымдылық. Адам денесінен электродқа энергияны барынша толық беру үшін ол ең үлкен болуы керек. Шектеулер мақта матасының қалыңдығына, тері мен электрод арасындағы қашықтыққа, электродтың дизайн ерекшеліктеріне байланысты. Жіңішке мақта қалыңдығы 0.16 мм, $\epsilon_{\text{мата}} = 1.4$. Электродтың денеге мата арқылы тығыз орналасуына және нәтижесінде кішкене ауа қабатының болуына байланысты бірінші және тері арасындағы қашықтық 0,2 мм болады. электрод тақтасының диаметрі 40 мм тең болады, содан кейін эквивалентті сыйымдылық тең болады:

$$C_{\text{экв}} = \frac{\epsilon_{\text{мата}} \cdot \epsilon_0 \cdot \pi \cdot \left(\frac{d_{\text{э.п.}}}{d_{\text{мата}}} \right)^2}{\frac{d_{\text{ауа}}}{\epsilon_{\text{ауа}}} + \frac{d_{\text{мата}}}{\epsilon_{\text{мата}}}} \approx 101 \text{ пФ}. \quad (2.15)$$

Бұрын жүргізілген зерттеулерде біз терінің кедергісін ескермедік, бұл сәйкесінше 51 кОм және 47 нФ кедергісі мен сыйымдылығы бар параллель RC тізбегі. Мұндай мәндер нәтижелерге іс жүзінде әсер етпейді, бірақ біз оларды бүкіл процесс шындыққа жақын жағдайларда жүретінін ескереміз. 2.4.1-суретте эквивалентті сыйымдылықтың әсері және сигналдың өтуіне тері кедергісінің шамалы әсері көрсетілген.



сурет – Баламалы сыйымдылық пен тері кедергісінің сигналдың өтуінеәсері

ҚОРЫТЫНДЫ

Қорытындылай келе, бұл дипломдық жобада адамның медициналық-биологиялық көрсеткіштерін байланыссыз тіркеу жүйесін әзірлеу қарастырылды. Модельге сыйымдылықты байланыс арқылы адамның биопотенциалдарын байланыссыз оқуды қамтамасыз ететін электрод кіреді; құрылғының қабылдау бөлігін келесі каскадтармен үйлестіру үшін қажет буферлік каскад; қажетті кесу жиілігі бар жоғары жиілікті сүзгі; тұрақты кернеуді қажетті мәнге араластырғыш ретінде кернеу бөлгіш; электр сигналын түпкілікті күшейту және төмен жиілікті сүзу үшін қызмет ететін белсенді сүзгі. Әзірлеу барысында электродтың ауданы есептелді, ол 12.568 см^2 -ге тең, электрод пен адамның терісін байланыстыратын сыйымды электродтың мәні 100.945 пФ құрайды, жоғары жиілікті RC сүзгісі 0.987 Гц ол сигналдың тұрақты компонентін 8.315 мВ -қа көтереді. Оның толық амплитудасы бар, белсенді төмен жиілікті сүзгінің мәні 158.3 Гц тең. Буферлік каскад пен белсенді сүзгі LMP7702 жоғары дәлдіктегі интегралды схемаға негізделген, ол екі каскадты біріктіреді. Ол жоғары кіріс кедергісіне, төмен қуат тұтынуына және төмен шу деңгейіне, сондай-ақ бір полярлы қуатпен жұмыс істеуге және кернеуден кіріс және шығыс қуатына дейінгі кернеу диапазонында жұмыс істеуге қабілетті. ЭКГ-ны байланыссыз тіркеу туралы мұндай жүйені іске асыру мүмкін деген қорытынды жасауға болады.

ҚОЛДАНЫЛҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ

- 1 ЭКГ дененің сенсорлық желілеріне арналған сымсыз жанаспайтын электрод. Сингапур, 2010.297-301 бет.
- 2 Р. М. Рангайян. Биомедициналық сигналдарды талдау. Физматлит. 2007.
- 3 Б. Уидроу, С. Д.Стирнз.Сигналдарды өңдеу. - М.: Радио және байланыс. - 1989. 439 с.
- 4 Кардиомониторлар. ЭКГ үздіксіз бақылау аппаратурасы: ЖОО арналған оқу құрылғысы, А. Л. Барановский, А. П. Немирко. - М.: Радио және байланыс. - 1993. 248 с.
- 5 В. А. Симон. Неонатологияда жүрек рентгенографиясын жүргізу кезінде электрокардиограмма бойынша синхрондау әдісі//Радиоэлектроника мәселелері. - 2019. - № 12. 48-59 бет.
- 6 А. А.Ухов, В. А. Герасимов, Л. М. Селиванов және т.б. - Аналогты схемотехника. - Транзисторлармен жұмыс күшейткіштеріндегі тізбектер: СПб.: СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2016. 96 бет.
- 7 А. А.Ухов, В. А. Герасимов, Л. М. Селиванов және т.б. - Аналогты схемотехника. - Транзисторлармен жұмыс күшейткіштеріндегі тізбектер: СПб.: СПбГЭТУ «ЛЭТИ». 2016. 48бет.
- 8 Кореневский Н. А., Юлдашев З. М. Медициналық мақсаттағы биотехникалық жүйелерді жобалау. Өңдеужәнебейнелеуқұралдары. Оқулық, 2018. 332 бет.
- 9 Manilo L. A., Volkova S. S. Recognition of the deep anesthesia stage from parameters of the approximated entropy of EEG signal // Pattern Recognition and Image Analysis. 2013. T. 23. №1. С. 92–97.
- 10 Kalinichenko A. N., Manilo L. A., Nemirko A. P. Analysis of anesthesia stages based on the EEG entropy estimation // Pattern Recognition and Image Analysis (Advances in Mathematical Theory and Applications). 2015. T. 25. № 4. С. 632–641.
- 11 Немирко А. П., Манило Л. А., Калиниченко А. Н., Волкова С. С. Энтропийные методы оценки уровня анестезии по ЭЭГ-сигналу // Информационно-управляющие системы. 2010. № 3 (46). С. 69
- 12 Красичков А. С., Григорьев Е. Б., Нифонтов Е. М., Шаповалов В. В.Алгоритм обнаружения и сортировки кардиокомплексов в задаче обработки данных длительного мониторингирования кардиосигнала // Авиакосмическая экологическая медицина. 2016. Т. 50. № 6. С. 70-78.
- 13 Сергеев Т. В. Полосовой фильтр с регулируемыми параметрами для регистрации и обработки электрокардиосигналов по методу ЭКГ СВР // Биомедицинская радиоэлектроника. 2013. № 9. С. 58-62.
- 14Зайченко К. В., Сергеев Т. В. Аналоговая обработка биоэлектрических сигналов со сверхвысоким разрешением // Известия высших учебных заведений России. Радиоэлектроника. 2009. № 3. С. 27-34.

- 15 Ингерлейб М. Б. Медицинские исследования: справочник. М.: Эксмо, 2018. 594 с.
- 16 Ингерлейб М. Б. Полный справочник анализов и исследований в медицине. М.: Омега-Л, 2014. 500с.
- 17 Тартаковский М. Б. Однополюсная электрокардиография. Л.: Медгиз, 1958. 332 с.
- 18 Chi Y. M., Cauwenberghs G. Wireless non-contact ECG and EEG for unobtrusive cardiac and brain monitoring. Integrated Systems Neuroengineering Lab. BENG186 Guest Lecture, 2011. 28 p.
- 19 Герасимов В. А., Афанасьев П. В., Бохов О. С. и др. Исследование возможности создания систем бесконтактного получения электрокардиограмм // Биотехносфера. 2015. № 3(39). С. 2-6.
- 20 Бекмачев А. Датчики Epic от PlesseySemiconductors – прорыв в сенсорных технологиях // Компоненты и технологии – 2013–№1 – С. 130–133
- 21 Simon V. A., Gerasimov V. A., Kostrin D. K., Selivanov L. M., Uhov A. A. Peculiarities of noncontact cardiac signal registration // Journal of Physics: Conference Series. – 2018. – Vol. 1124. – P. 031003