

Қ.И.Сәтбаев атындағы Қазақ ұлттық техникалық зерттеу университеті

ӘОЖ: 615.47:616-072.7(43)

Қолжазба құқығында

АЛИМБАЕВ ЧИНГИЗ АБДРАИМОВИЧ
Инвазивті емес кардиодиагностикалық жүйенің бағдарламалық
техникалық кешенін құру

6D071600 – Аспап жасау

Философия докторы (PhD) дәрежесін алу үшін
дайындалған диссертация

Ғылыми жетекші:
техника ғылымдарының кандидаты, профессор
Өжікенов Қасымбек Әділбекұлы

Шет елдік ғылыми кеңесші:
техника ғылымдарының докторы, профессор
Бодин Олег Николаевич

Қазақстан Республикасы
Алматы, 2020

МАЗМҰНЫ

НОРМАТИВТІК СІЛТЕМЕЛЕР	4
ҚЫСҚАРТУЛАР ТІЗІМІ	5
КІРІСПЕ	7
ТАРАУ 1. СҰРАҚТЫҢ ЖАҒДАЙЫ ЖӘНЕ ЗЕРТТЕУ МІНДЕТІН ҚОЮ	11
1.1 Диагностикалық жүйелердің дамуының медициналық-әлеуметтік алғышарттары	11
1.1.1 Халық денсаулығының негізгі көрсеткіштері.....	11
1.2 Электрокардиография – жүректің электрлік белсенділігін зерттеудің мойындалған әдісі	14
1.2.1 Электрокардиосигналдың генезисі	15
1.3 Инвазивті емес кардиодиагностиканың заманауи портативті жүйелерінің функционалды мүмкіндіктерін талдау.....	18
1.4 Электрокардиографикалық жүйелерді талдау және олардың жіктелуі.....	28
1.5 Электрокардиосигналдарды өңдеудің кедергіге төзімді қолданыстағы әдістері мен алгоритмдеріне аналитикалық шолу.....	32
1.6 Электрокардиосигналдарды кедергіге төзімді өңдеудің заманауи мәселелері	43
1.7 1 тарау бойынша қорытындылар және зерттеу міндеттерін қою	44
2. ИНВАЗИВТІ ЕМЕС КАРДИОДИАГНОСТИКА ЖҮЙЕСІН ӨЗІРЛЕУ.....	46
2.1 Инвазивті емес кардиодиагностика жүйелеріне қойылатын негізгі талаптар және оны құрастыру сатылары	46
2.1.1 Критикалық күйде шұғыл-талдау алгоритмін әзірлеу	47
2.1.2 Инвазивті емес кардиодиагностика жүйесінің құрылымын әзірлеу.....	49
2.1.3 Инвазивті емес кардиодиагностика жүйесінің хаттамалары және бағдарламалық қатамасыз ету құрылымы	50
2.1.4 НЭКД шешімдер қабылдау моделін әзірлеу	51
2.2. Фильтрлерді адаптивті агрегациялау негізінде электрокардиосигналды кедергіге төзімді өңдеу әдісін әзірлеу	54
2.2.1 Фильтрлерді адаптивті агрегациялау қағидасы	55
2.2.2 Фильтрлерді адаптивті агрегациялау әдістері	56
2.2.3 Электрокардиосигналдардың QRS кешендерін анықтау алгоритмін әзірлеу.....	57
2.2.4 Кедергіні бағалау және басқару алгоритмін әзірлеу	61
2.2.5 Жеке фильтрлерді таңдау, жүзеге асыру және зерттеу.....	63
2 тарау бойынша қорытындылар.....	66
3. ИНВАЗИВТІ ЕМЕС КАРДИОДИАГНОСТИКАЛЫҚ ЖҮЙЕНІ ЖҮЗЕГЕ АСЫРУ ЖӘНЕ ЭКСПЕРИМЕНАЛДЫ ЗЕРТТЕУ	68

3.1 Инвазивті емес кардиодиагностикалық жүйе үшін портативті кардиоанализаторды әзірлеу	68
3.1.1 Портативті мобильді кардиоанализатордың функционалды сызбасын әзірлеу	68
3.1.2 Әзірленетін портативті мобильді кардиоанализатор үшін элементтік базаны таңдау	70
3.1.3 Портативті мобильді кардиоанализатордың электрлік принциптік схемасын әзірлеу	83
3.1.4 Портативті мобильді кардиоанализатордың баспа платасын әзірлеу.....	91
3.1.4.1 Принциптік схеманы және қолданылатын құраушыларды талдау.....	91
3.1.4.2 БП конструкциялық техникалық параметрлерін анықтау	93
3.1.4.3 Altium Designer жүйесінде кітапханаларды әзірлеу	93
3.1.4.4 БП конструкциясын әзірлеу	94
3.1.5 Баспа платаны жобалаған кездегі есептеулер	96
3.1.5.1 Өткізгішті беріліс желісі ретінде анықтау	96
3.1.5.2 Микрожолқты беріліс желісінің толқындық кедергісін есептеу	97
3.1.5.3 Микрожолқты беріліс желісінің енін есептеу	99
3.1.6 Портативті кардиоанализатордың бағдарламалық қаматмасыз етуін әзірлеу	100
3.2 Аспаптарды тағу және электродтарды қосу ережелері.....	103
3.3 Пациенттің критикалық күйін анықтау үшін ЭКС талдау	105
3.4. ЭКГ визуализациясы үшін портативті кардиоанализатордан сигнал алу	110
Енгізу нәтижелері.....	114
Тарау бойынша қорытындылар	114
ҚОРЫТЫНДЫ	116
ҚОЛДАНЫЛҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ	118
ҚОСЫМША 1- Кардиоанализатордың баспа платасы (нұсқа-1)	130
ҚОСЫМША 2- Кардиоанализатордың баспа платасы (нұсқа-1)	136
ҚОСЫМША 3- Микроконтроллерден деректерді алу кодтары	142
ҚОСЫМША 4- Шуды төмендетуге арналған фильтрация кодтары ...	147
ҚОСЫМША 5-3 критикалық жағдайды анықтауға арналған кодтар	149
ҚОСЫМША 6- Конфигурацияға және деректерді беруге арналған ат командалар	150
ҚОСЫМША 7- Диссертациялық жұмыс нәтижелерін пайдалану актылары	151

НОРМАТИВТІК СІЛТЕМЕЛЕР

Диссертациялық жұмыста келесі стандарттарға сәйкес сілтемелер қолданылған:

МЕСТ 20790-93, (МЕСТ Р 50444-92) - Медициналық құрылғылар, аппараттар мен жабдықтар, Жалпы техникалық шарттар

ҚР СТ МЕСТ Р 51264-2010 - «Электронды байланыс, информатика және сигнал беру құрылғылары. Жалпы техникалық шарттар»

МЕСТ 30324.0-95 (МЕСТ Р 50267.0-92, IEC 601-1-88) «Медициналық электр жабдықтары. 1 бөлім. Қауіпсіздік туралы жалпы талаптар»

МЕСТ 6.38.90 – Құжаттаманың сәйкестендірілген жүйелері. Ұйымдастырушылық-жарлықтық құжаттама жүйесі. Құжаттарды рәсімдеуге қойылатын талаптар.

МЕСТ 7.32.2001 – Ақпарат, кітапхана және баспа істері жөніндегі стандарттар жүйесі. Ғылыми зерттеу жұмысы жөніндегі есеп. Рәсімдеу құрылымы мен ережелері.

МЕСТ 8.417 – 81 – Мемлекеттік өлшемдер біртұтатстығын қамтамасыз ету жүйесі. Физикалық шамалардың бірліктері

ҚР СТ МЕСТ 15.011-2005 – Патенттік зерттеулер

ҚЫСҚАРТУЛАР ТІЗІМІ

GPS - Global Positioning System

ВА - вентрикулярді-атриальді;

АВ - атриовентрикулярлі;

АУП - амплитудалық және уақыттық параметрлер

АЖО - автоматтандырылған жұмыс орны;

АКФ - альфа-кесілген фильтр;

АЦТ - аналогты-цифрлы түрлендіргіш;

ДҚ - деректер қоры; ДДСҰ - Дүниежүзілік денсаулық сақтау ұйымы;

ЖАҺНАЖЖ - Жаһандық навигациялық жерсерік жүйесі

ЖИА - жүректің ишемиялық ауруы;

МИ - миокард инфаркты;

КГМФ КИХ - гибриді медианалық фильтр;

ШДҚ - шекті диастолиялық көлем;

КДЖ - кардиодиагностикалық жүйе;

ШСК - шекті систолиттік көлем;

СЖҚ - сол жақ жүрек қарыншасы;

ЕПМ - емдік-профилактикалық мекеме;

МАЖ - медициналық ақпараттық жүйе;

ЖЖҚ - жедел жадтау құрылғы;

ГХТ - преобразование Гильберт-Хуан түрлендіруі;

ПКА - портативті кардиоанализатор;

ЫТТ - ықтималдылықтың таралу тығыздығы;

ЖӨЖ - жүректің өткізгіш жүйесі;

ҮКДЖ - үлестірілген кардиодиагностикалық жүйе;

ОКА - орташа квадраттық ауытқу;

СКЖ - сигналды-кедергі жағдайы;

ЖТА - жүрек-тамыр ауруы;

ЖТЖ - жүрек тамыр жүйесі;

ЭКДЖ - электрокардиодиагностика жүйесі;

СҚ - соққы көлемі;

ШФ - шығарылым фракциясы;

ЖЖФ - жоғары жиілік фильтрі;

АФК - ағзаның функционалды күйі;

ХМ - холтеров мониторингі;

СЖЖ - созылмалы жүрек жетіспеушілігі;

ЖЖЖ - жүрек жиырылуының жиілігі;

ЖЭБ - жүректің электрлік белсенділігі;

ЭКГ - электрокардиограмма;

ЭКС - электрокардиосигнал;

ЭМД - эмпирикалық модалық декомпозиция;

ЖМК - жедел медициналық көмек;

ЭФЗ - электрофизиологиялық зерттеу;

ЭФС - электрофизиологиялық сипаттамалар

КІРІСПЕ

Жұмыстың өзектілігі. Дүниежүзілік денсаулық сақтау ұйымы мәліметтері бойынша жүрек-тамыр ауруларынан (ЖТА) өлім әлемде бұрыннан бері көшбасшы орын алып келеді. Бірақ Қазақстанда адамдар қан айналымы жүйесінің ауруларынан, мысалы еуропалық елдерге қарағанда шамамен екі есе жиі қайтыс болады. Басқаларға қарағанда ол көбінесе күретамыр гипертониясы, жүректің ишемиялық ауруы, ревматикалық ақауы нәтижесінде дамитын созылмалы жүрек жетіспеушілігі (СЖЖ) бар адамдарға қатер тудырады.

Соңғы он жыл ішінде жүрек-тамыр кеселі аурының көрсеткіші Қазақстанда 1,7 есе өсіп кетті. Ғалымдар жинаған мәліметтер 20 жыл бұрынғы кезеңмен салыстырғанда СЖЖ салдарынан госпитализацияның төрт есе ұлғайғандығын көрсетеді. Қазақстандағы 13 млн ересек халықтың 350 мың азаматта СЖЖ диагностикасы қойылған.

Халықтың арасында ЖТА күрес мәселесі ауру көрсеткішінің жоғары болуына, оның салдарынан мүгедектік пен өлімнің жоғары деңгейіне, ұзақ, көбінесе өмірлік дәрі-дәрмектік емдеуге байланысты жалпы мемлекеттік маңызға ие болып келеді, сондай ақ қымбаттылығы осы аурулардың алғашқы ретті профилактикасына көп көңіл бөлуді талап етеді.

Жедел технологиялық прогреске байланысты өзекті бола бастаған жүрек-қан тамырлары ауруларын диагностикалаудың бірі - бұл еркін қозғалыс жағдайындағы жүректің күйін бақылау. Заманауи технологиялар еркін қозғалыс жағдайында жұмыс істейтін адамның функционалды параметрлерін жазуға арналған тағып жүруге болатын шағын құрылғыларды жасауға мүмкіндік берді. Мұндай құрылғыларды қолдану электрокардиосигналды (ЭКС) өңдеу құралдары мен алгоритмдерін тереңірек және егжей-тегжейлі зерттеуді қажет етті.

Өмірге қауіп төндіретін аритмия қауіпін азайту үшін ЭКС-ті бақылау және өңдеу жүйелерін, соның ішінде еркін белсенділік жағдайында жүректің күйін бақылаудың портативті жүйелерін жасау және енгізу қажет. Уақытылы медициналық көмек науқастардың өмірі мен денсаулығын сақтау, мүгедектік пен өлімді азайту үшін өте маңызды.

Жүректің электрокардиографиялық параметрлерін бақылау кезінде портативті есептеу құрылғыларын пайдалану электрокардиографиялық ақпарат диагностикасының тиімділігін арттыруға ықпал етеді.

Осылайша, еркін белсенділік жағдайында жүректің қауіпті аритмиясын уақытында анықтайтын портативті жүйелерді әзірлеу және жетілдіру – өзекті ғылыми-техникалық міндет болып табылады.

Зерттеу нысаны еркін белсенділік жағдайында инвазивті емес кардиодиагностика жүйесі болып табылады.

Зерттеу пәні еркін белсенділік жағдайында ЭКС өңдеу және талдау тәсілдері мен құралдары, өмірге қауіпті аритмияны анықтайтын ақпараттық-өлшеу жүйесінде ақпараттық өзара әрекеттесуді ұйымдастыру құралдары.

Жұмыстың мақсаты еркін белсенділік жағдайында қауіпті жүрек аритмиясын анықтау үшін ЭКС мониторингін жүргізетін портативті ақпараттық-өлшеу жүйесін әзірлеу болып табылады.

Зерттеу міндеттері:

1. Еркін белсенділік жағдайында ЭКС мониторинг жүргізетін қолданыстағы жүйелерге сыни талдау жүргізу және еркін белсенділік жағдайында жүректің қауіпті аритмиясын анықтау үшін портативті ақпараттық-өлшеу жүйесін құрастыруға арналған тәсілді әзірлеу.

2. Еркін белсенділік жағдайында жүректің қауіпті аритмиясын анықтау үшін портативті ақпараттық-өлшеу жүйесінде ЭКС алдын ала өңдеу (кедергіні жою және изосызықтар трендін жою) тәсілін әзірлеу.

3. Пациенттің еркін белсенділік жағдайында жүректің қауіпті аритмиясын анықтау үшін портативті ақпараттық-өлшеу жүйесінде жүрек жағдайын жедел бағалау тәсілін әзірлеу.

4. Пациенттің еркін белсенділік жағдайында жүректің қауіпті аритмиясын анықтау үшін портативті ақпараттық-өлшеу жүйесін әзірлеу, эксперимент жүзінде тексеру және енгізу.

Зерттеу әдістері. Алға қойылған міндеттерді орындау үшін электркардиографияның теориялық негіздері, сигналдарды статистикалық өңдеу әдістері, сигналдарды цифрлы өңдеу, ақпараттық-өлшеу жүйелерін тұрғызу әдістері пайдаланылды.

Зерттеудің ғылыми жаңалығы келесілерге негізделді:

1. Инвазивті емес жүрек диагностикасының жүйесі жасалған, ол мыналарды қарастырады:

- пациенттердің еркін белсенділігі жағдайында автоматты тұжырымдардың сенімділігіне кепілдік беретін шуылға қарсы тұрғыштық;

- ЭКС-ті үш деңгейлі талдау: КС автоматты экспресс-талдау (режим: «Автономды»), КС автоматты түрде сараланған анализі («кардиоанализатор-сервер» режимі), кардиологтың жұмыс орнын қолданумен егжей-тегжейлі медициналық талдау («кардиоанализатор-сервер-дәрігер» режимі);

- пациенттің орналасқан жерін анықтау, ауыр жағдайда жедел медициналық көмек көрсетуді қамтамасыз ету;

- ауыр жағдайларды анықтаған жағдайда науқастың орналасқан жеріне жедел жәрдем шақыру;

- пациент туралы мәліметтерді енгізу және түрлендіре алу;

2. Адаптивті фильтрді біріктіру принципіне негізделген көп компонентті сүзгінің құрылымы жасалды.

3. Электрокардиосигналдарды адаптивті сүзу әдісі шеңберінде әртүрлі сигналдық-интерференциялық жағдайларға арналған жеке сүзгілерді сынау және таңдау жүргізілді.

4. Жылжымалы жүректің соғу жылдамдығын анализаторының электрлік схемасы жасалған.

5. Құрылғының баспа платасы құрастырылған, ол құрастырылған кезде шын мәнінде жүрек анализаторы үшін дайын аппараттық платформа болып табылады.

6. Портативті кардиоанализатордың прототипі жасалды және инвазивті емес жүрек диагностикасының жаңа жүйесі құрылды.

Зерттеудің тәжірибелік маңыздылығы:

1. Пациенттің еркін белсенділік жағдайында жүректің қауіпті аритмиясын анықтау үшін портативті ақпараттық-өлшеу мониторинг жүйесін құрастыруға ұсынылған тәсіл жаңа буынның кардиодиагностиканың портативті жүйелерін құрастыруға негіз болады.

2. Пациенттің еркін белсенділік жағдайында жүректің қауіпті аритмиясын анықтау үшін портативті ақпараттық-өлшеу мониторинг жүйесінің жасалған макеті жүректің қауіпті аритмиясын уақытында анықтау арқылы көрсетілетін медициналық қызметтің диагностикалық тиімділігін екі есе жоғарылатады.

Жұмыс нәтижелерін жүзеге асыру және енгізу. Жұмыс авторының қатысуымен әзірленген портативті кардиодиагностика жүйесінің прототипі Сәтбаев университетінде білім беру барысында қолданылады және Алматы қ. «Орталық клиникалық аурухана» АҚ апробациядан өткізіліп жатыр.

Қорғауға шығарылады:

1. Еркін белсенділік жағдайында жүректің қауіпті аритмиясын анықтау үшін портативті ақпараттық-өлшеу мониторинг жүйесін құрастыруға арналған уақытында анықтау мен қолжетімділікке негізделген жаңа тәсілі.

2. Ақпараттық бөліктерді және ЭКС статистикалық параметрлерін анықтаудан, бейімделген фильтрлеуден және кедергіні бағалауды қалыптастырудан тұратын және ЭКС еркін белсенділік жағдайында қарапайым түрге келтіруге мүмкіндік беретін ЭКС кешенді алдын ала өңдеуге негізделген кедергіні басудың және изосызықтар трендін жоюдың жаңа тәсілдері.

3. Еркін белсенділік жағдайында қауіпті жүрек аритмиясын анықтау үшін жаңа тәсілді жүзеге асыруға мүмкіндік беретін портативті ақпараттық-өлшеу мониторинг жүйесінің құрылымы еркін белсенділік жағдайында кардиодиагностика құралдарын құрастыру үшін пайдаланылуы мүмкін.

Автордың жеке үлесі. Қорғауға шығарылатын негізгі нәтижелерді автордың өзімен алған. Басқа авторлармен бірге жарияланған нәтижелер авторларға бірдей үлесте тиесілі. Мазмұндау барысында пайдаланылған басқа авторлардың нәтижелерінде сәйкес әдебиеттерге сілтемелері бар.

Зерттеу нәтижелерін апробациялау. Жұмыстың негізгі нәтижелері 6 Халықаралық және ғылыми-техникалық конференциялар мен форумдарда, соның ішінде «Ақпараттық және коммуникациялық технологияларды қолдану бойынша 12-ші Халықаралық конференцияда IEEE», AICT2018 (Алматы 2018); «Микро/нанотехнологиялар және электронды аспаптар бойынша жас мамандардың XX халықаралық конференциясында», EDM 2019, (Новосібір 2019); ««Шляндин оқулары – 2019» XI Халықаралық ғылыми-техникалық конференцияда» (Пенза 2019); халықаралық қатысумен «Ғылым аптасы СПбПУ-2019» жыл сайынғы ұлттық ғылыми-техникалық конференцияда (Санкт-Петербург-2019); «Технологияларды білім мен бизнесті интеграциялау инструменті ретінде коммерцияландыру» Халықаралық

Форумда» (Нұр-сұлтан-2019); «Сәтпаев оқулары-2018» Халықаралық ғылыми-тәжірибелік конференцияда» (Алматы 2018) апробациядан өтті.

Жарияланымдар. Жұмыстың негізгі тұжырымдары 13 жарияланымда ұсынылған, соның ішінде Scopus деректер қорына кіретін журналда 1 мақала (процентиль 55%), Scopus деректер қорына кіретін халықаралық конференцияларда 2 мақала, ҚР БҒСҚК ұсынған басылымдарда 4 мақалаларда, ҚР пайдалы модельге 1 патентте, басқа басылымдарда 5 мақалаларда.

Жұмыстың құрылымы және көлемі. Жұмыс кіріспеден, үш тараудан, қорытындыдан, пайдаланылған әдебиеттер тізімінен және жеті қосымшадан тұрады. Жұмыстың жалпы көлемі 151 бетті құрайды, жұмыста 63 сурет, 15 кесте, 181 атаудан тұратын әдібиеттер тізімі бар. Қосымшаларда төмендегілер ұсынылған:

Қосымша 1 – Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-1).

Қосымша 2 – Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-2).

Қосымша 3 – Микроконтроллерден деректерді алу кодтары

Қосымша 4 – Шуды төмендетуге арналған фильтрация кодтары.

Қосымша 5 – 3 критикалық жағдайды анықтауға арналған кодтар.

Қосымша 6 – Конфигурацияға және деректерді беруге арналған АТ командалар.

Қосымша 7 – Диссертациялық жұмыс нәтижелерін пайдалану актылары.

ТАРАУ 1. СҰРАҚТЫҢ ЖАҒДАЙЫ ЖӘНЕ ЗЕРТТЕУ МІНДЕТІН ҚОЮ

1.1 Диагностикалық жүйелердің дамуының медициналық-әлеуметтік алғышарттары

2013 жылы Қазақстан Республикасының денсаулық сақтау министрлігімен «Қазақстан Республикасының электронды денсаулық сақтаудың 2013-2020 жылдарға даму концепциясы» бекітілген [12].

Сондай ақ 2013 жылы «электронды денсаулық сақтау» (еденсаулық сақтау) термині енгізілген және денсаулық сақтауды ақпараттандырудың ары қарай дамуы үшін жолдар анықталған «Ақпараттық Қазақстан – 2020» Мемлекеттік бағдарламасы қабылданды. Осы бағдарламаға сәйкес денсаулық сақтау жүйесіне АКТ енгізу халыққа медициналық көмек көрсету сапасын жаңа деңгейге шығаруға мүмкіндік береді деп күтіледі. Электронды денсаулық сақтау технологиялары халыққа қашықтықтан мониторинг жүргізуге, пациенттердің арасында ақпаратты жақсы таратуға, медициналық-санитарлық көмекке қолжетімділікті, әсіресе шалғайдағы аудандарда, мүгедектер және егде жастағы тұлғалар үшін жақсартуға мүмкіндік береді [13].

Қазақстан Республикасының денсаулық сақтауды дамыту бойынша 2020 – 2025 жылдарға мемлекеттік бағдарламасында мобильді денсаулық сақтауды дамытуды жалғастыру, соның ішінде аурудың алдын алу және салауатты өмір салтын қолдайтын тасымалданатын құрылғыларды белсенді қолданудан тұратын міндеттер қойылған. Қашықтықтан берілетін медициналық қызметтер денсаулық сақтау жүйесінің қолжетімділігі мен тиімділігін жоғарылатуды қамтамасыз ете отырып, медициналық қызмет көрсетудің дәстүрлі процесіне интеграцияланады.

Жеке адамның, адамдар тобының, жалпы елдегі халықтың денсаулығына қатрысты шешім қабылдауға көмектесетін технологиялар енгізіледі. Деректер жиынтығын өңдеудің инновациялық технологиялары қоғамдық денсаулық сақтауға, дербестендірілген медицинаға, денсаулық сақтау жүйесінің тиімділігіне қатысты заңдылықтарды, корреляцияны және себеп-салдарлық байланысты іздеу үшін қолданылады. Ауру ауыртпалығының, аурудың таралуының және қатер факторларының көрсеткіштерін қалыптастыру мен бағалауды қамтамасыз ететін инструменттер енгізіледі [14].

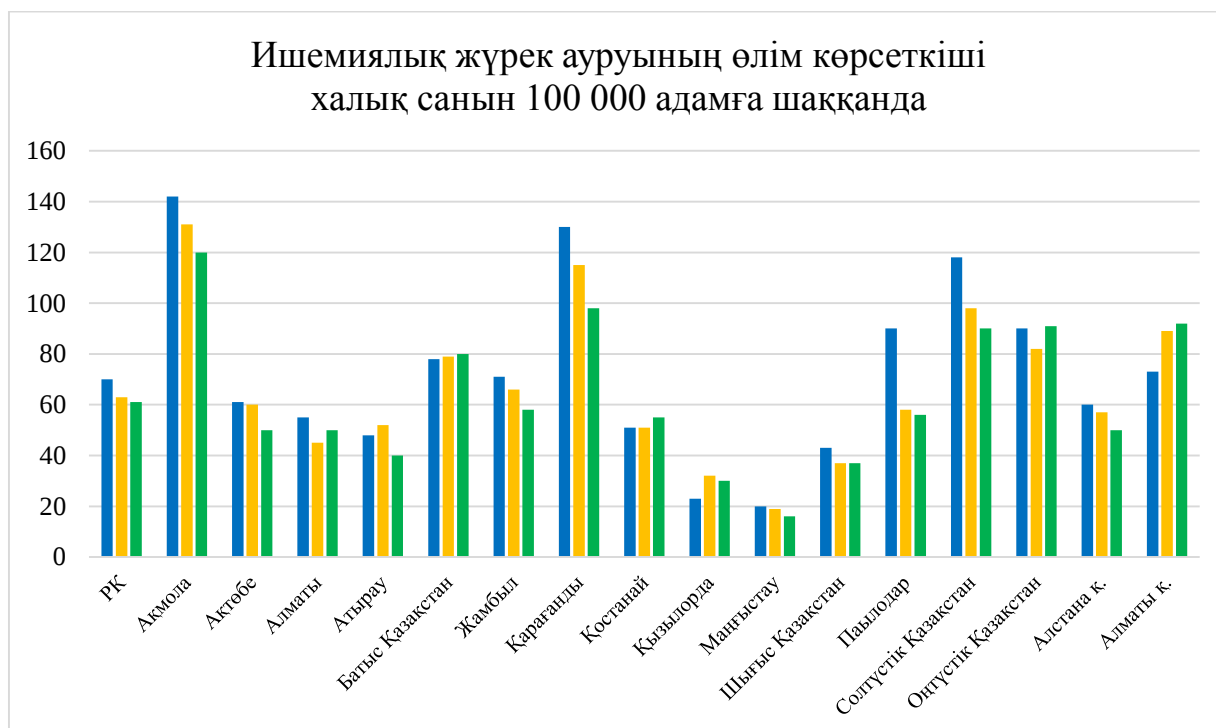
1.1.1 Халық денсаулығының негізгі көрсеткіштері

Дүниежүзілік денсаулық сақтау ұйымының мәліметтері бойынша жүрек-тамыр ауруларынан (ЖТА) өлім әлемде бұрыннан бері көшбасшы орын алып келеді. Бірақ Қазақстанда адамдар қан айналымы жүйесінің ауруларынан, мысалы еуропалық елдерге қарағанда шамамен екі есе жиі қайтыс болады. Басқаларға қарағанда ол көбінесе күретамыр гипертониясы,

жүректің ишемиялық ауруы, ревматикалық ақауы нәтижесінде дамиды созылмалы жүрек жетіспеушілігі (СЖЖ) бар адамдарға қатер тудырады [15].

Соңғы он жыл ішінде жүрек-тамыр кеселі ауруының көрсеткіші Қазақстанда 1,7 есе өсіп кетті. Ғалымдар жинаған мәліметтер 20 жыл бұрынғы кезеңмен салыстырғанда СЖЖ салдарынан госпитализацияның төрт есе ұлғайғандығын көрсетеді. Қазақстандағы 13 млн ересек халықтың 350 мың азаматта СЖЖ диагностикасы қойылған [15].

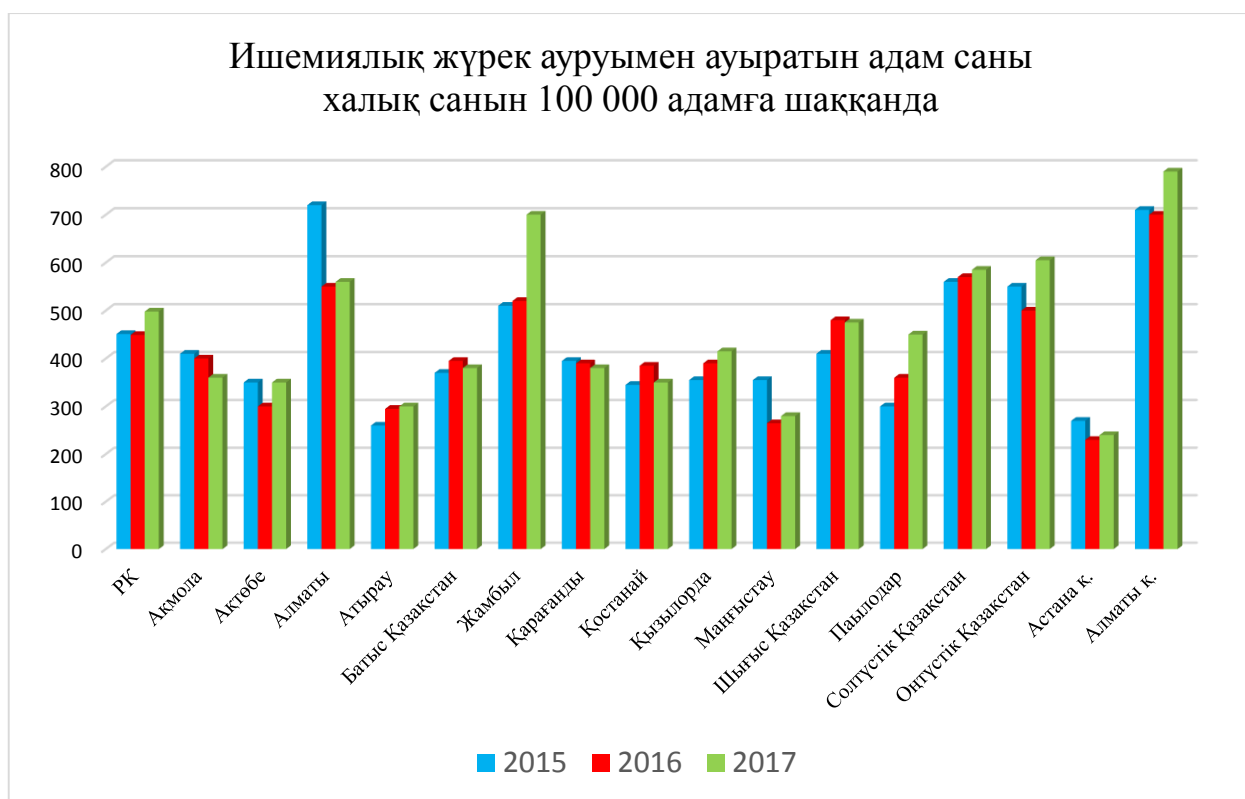
2015-2017 жылдардағы ҚР бойынша жүректің ишемиялық ауруынан өлімді талдау оның айтарлықтай төмендегенін көрсетеді (*1 суретті қараңыз*), бірақ дегенменде аурудың өсуі әлі жалғасуда (*2,3 суретті қараңыз*) («Мединформ» ЖШҚ, ҚР). [16].



Сурет 1 – 2015-2017 жылдардағы ҚР бойынша жүректің ишемиялық ауруынан өлімді талдау

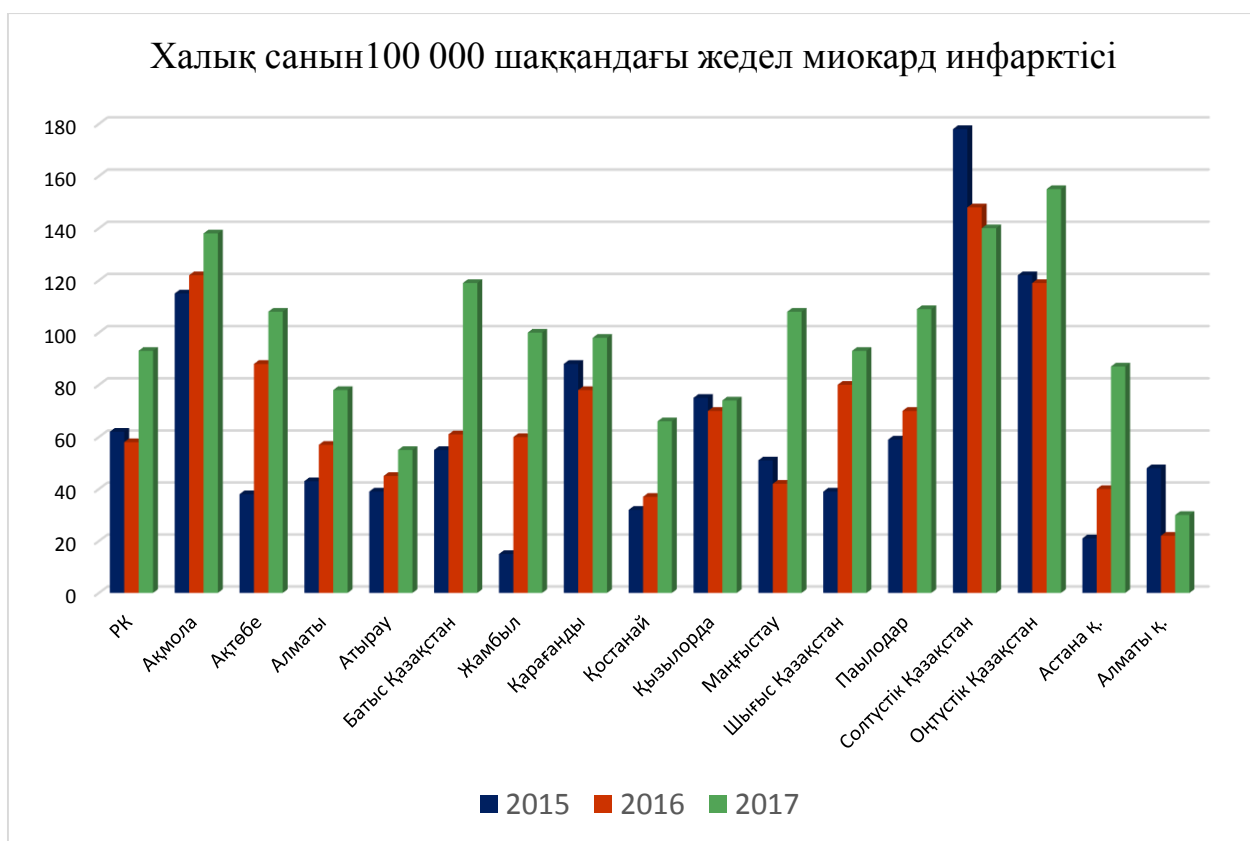
Қазақстанда ЖТА 18 жастан бастап одан үлкен тұлғалардың арасында ауыру құрылымында жүректің ишемиялық ауруы (ЖИА) бірінші орында (100 мың халыққа 480 жағдай). Бүгінгі таңда әрбір оныншы қазақстандық ЖИА зардап шегеді, сондай ақ ол аурудан қайтыс болатындардың арасында – 18 бен 64 жас аралығындағы экономикалық белсенді халық үлкен үлесті құрайды (сур. 2).

Ишемиялық жүрек ауруын облыстарға таралуы бойынша талдау ең жоғарғы деңгей Алматы қаласында 100 мың халыққа 796 жағдай көрсеткішімен тіркелген, ары қарай Жамбыл облысы (700), Алматы облысы (560) (сур. 2) [16].



Сурет 2 – 2015-2017 жылдардағы облыстар бойынша ишемиялық жүрек ауруымен ауыруды талдау

Миокард инфарктының ең жоғары деңгейлері Шығыс Қазақстан облысында (100 мың халыққа 158 жағдай), Солтүстік Қазақстанда (142), Ақмола облысында (138,9), Батыс Қазақстан облысында (120) (сур.2). [16].



Сурет 3 – 2015-2017 жылдардағы облыстар бойынша миокард инфарктымен ауыруды талдау

18 жастан бастап және одан үлкен жастағы халықтың арасында ЖТА таралуы ауыл тұрғындарымен салыстырғанда қала тұрғындарында жиі кездеседі (кесте 1) [16].

Кесте 1 — 2017 ж. қала және ауыл тұрғындары арасында ЖТА таралуы (100 мың халыққа)

Жүректің ишемия ауруы		Миокард инфаркты	
Қала	Ауыл	Қала	Ауыл
567	493	74	61

Халық арасында ЖТА күрес мәселесі ауру көрсеткішінің жоғары болуына, оның салдарынан мүгедектік пен өлімнің жоғары деңгейіне, ұзақ, көбінесе өмірлік дәрі-дәрмектік емдеуге байланысты жалпы мемлекеттік маңызға ие болып келеді, сондай ақ қымбаттылығы осы аурулардың алғашғы ретті профилактикасына көп көңіл бөлуді талап етеді.

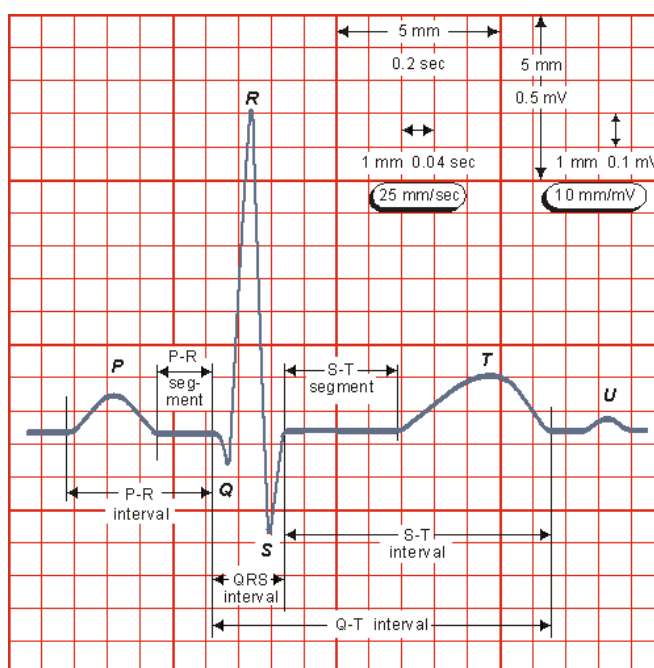
1.2 Электрокардиография – жүректің электрлік белсенділігін зерттеудің мойындалған әдісі

ЭКС тіркеу адам денесінің әр түрлі нүктелерінде электрлік потенциалды өлшеу арқылы жүзеге асырылады. Ғасырлық тарихында ЭКС тіркеу

аппаратурасы және оны талдау тәсілдері үздіксіз модернизация процесінен өткен, бұл электрокардиографияның адамның жүрек-тамыр жүйесінің жағдайын бағалауда пайдаланылатын ең танымал, мойындалған әдісі ретінде анықтады.

Электрокардиографияға көптеген шетелдік ғалымдардың жұмыстары арналған (М.И. Кечкер, А.Л. Голдбергер, А.Б. де Луна, М. Габриэль Хан, Ф. Циммерман, В.Н. Орлов, А.В. Струтынский және т.б.). Электрокардиография бойынша классикалық еңбектерде [17, 18] заманауи авторлардың электрокардиографияның теориялық негіздері, электрокардиограмманы талдау қағидалары мен жүрек-тамыр ауруы мен белгілері кезінде электрокардиографикалық өзгерістердің қалыптасу механизмдері толық баяндалған.

Электрокардиографияның негізін қалаушы 1903 жылы жүректің электрлік белсенділігін тіркеу үшін арналған аспапты құрастырған және 1906 жылы электрокардиографияны диагностикалық мақсатта алғаш рет пайдаланған нидерланд ғалымы В. Эйнтховен болып табылады. Сондай ақ ЭКС тісшелері үшін шартты белгілеулерді енгізді, олар жалпы тұтынылатын болды: *P*, *Q*, *R*, *S*, *T*, *U*. 4 суретте сипаттық элементтері белгіленген ЭКС құрылымы келтірілген.



Сурет 4 – Электрокардиосигналдың құрылымы

1.2.1 Электрокардиосигналдың генезисі

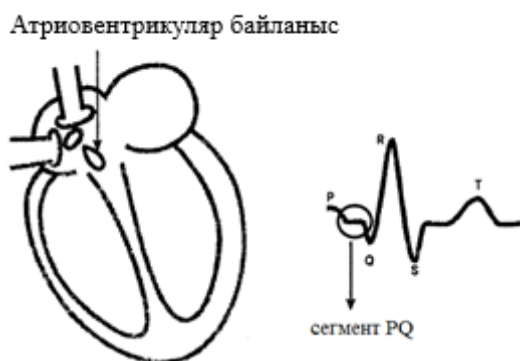
Электрокардиосигнал екі негізгі процесті көрсетеді: деполяризация немесе мокардтың қозуы және реполяризацию – миокардтың тыныштық күйінің қалпына келуі. Жүректің электрлік белсенділігінің әр фазасы электрокардиограммада белгілі бір тісше немесе кешен ретінде көрінеді.

Ырғақ қалыпты жүрген кезде электрлік импульс оң жақ жүрекшеде орналасқан синустық түйінде туындайды, одан кейін сол жақ жүрекшеде таралады және электрокардиограммада (ЭКГ) *P* тісшесі тіркеледі (5 суретті қараңыз) [19].



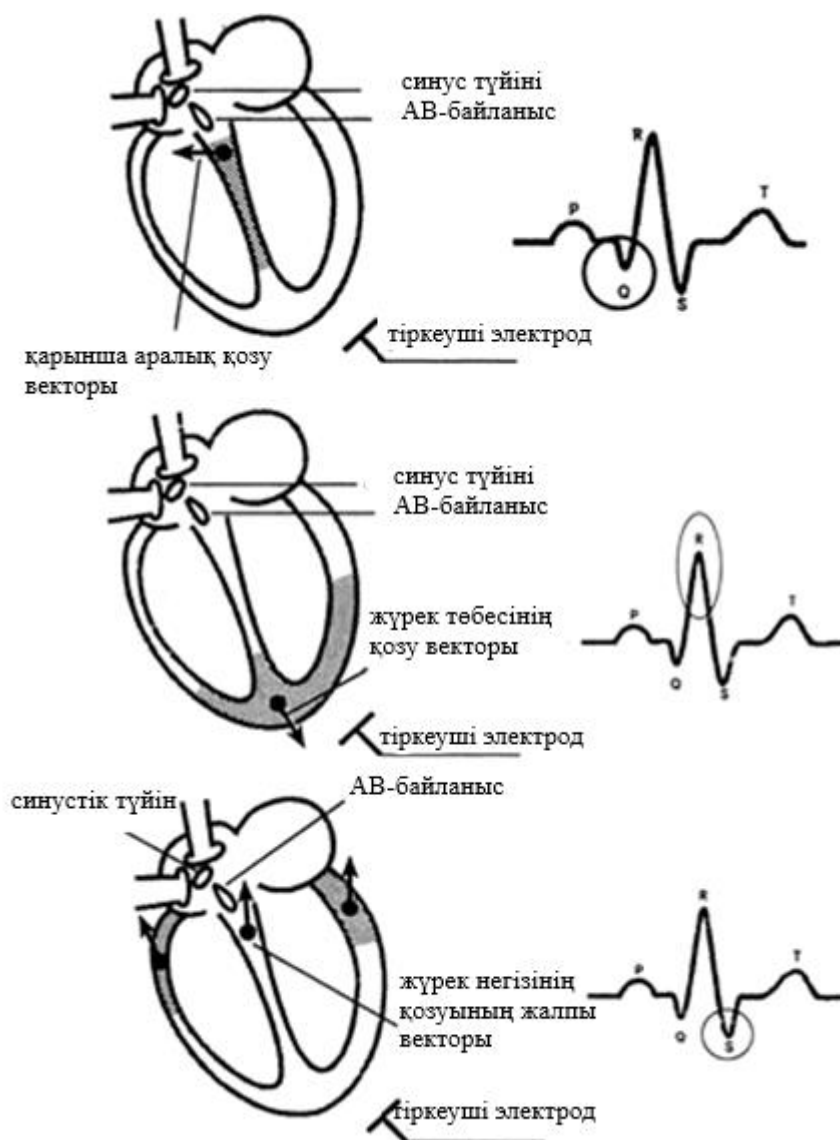
Сурет 5 – Жүрекшелердің қозуы

Жүрекшенің қозуымен бір уақытта электрлік импульс атриовентрикуляр (AB) түйінге бағытталады, ол жерде импульстің физиологиялық кідіруі жүреді. Атриовентрикуляр байланыс арқылы өтіп, импульс жанасатын кабаттардың қозуын тудырмайды, сондықтан ЭКГ түзу сызықтың бөлігі – *PQ* сегменті тіркеледі (6 суретті қараңыз).



Сурет 6 – Импульстің АВ-түйін бойынша өтуі

Ары қарай электрлік импульс жүрекшелердің Гис шоғыры мен Пуркинье талшықтарымен көрсетілген өткізетін жолдарына жетеді және жүрекшелердің мокардын қоздырады (7 суретті қараңыз). Осы процесс *QRS* жүрекше кешенінің қалыптасуымен көрсетіледі.



Сурет 7 – Жүрекшелердің қозуы

Жүрекшелердің қозуын қамтып, электрлік импульс сөнеді, осы кезде ЭКГ ST сегментімен және T тісшесімен көрсетілетін реполяризация процестері жүреді (8 суретті қараңыз).



Сурет 8 – Реполаризация процесін тіркеу

1 кестеде қалыпты жағдайдағы ЭКС амплитуда-уақыттық параметрлерінің мәндері келтірілген.

Кесте 1 – Қалыпты жағдайдағы ЭКС амплитуда-уақыттық параметрлерінің мәндері

Элементтері	Ұзақтығы, с	Амплитуда, мм
Тісшелері		
<i>P</i>	0,06-0,1	0,05-2,5
<i>Q</i>	<0,03	<¼ R
<i>R</i>	0,03-0,04	<8 (в I, II), <25 (в V1)
<i>S</i>	<0,03	до 20 (V5,6 до 26)
<i>T</i>	0,16	<1/2-1/3; R (II отв. до ¼ R)
<i>U</i>	0,06-0,16	2-3
Интервалдар		
<i>PQ</i>	0,12-0,2	-
<i>QT</i>	0,35-0,42	-
<i>RR</i>	0,75-1,0	-
<i>RS</i>	0,03-0,05	-
Сегмент		
<i>ST</i>	0,03-0,12	-
Кешен		
<i>QRS</i>	0,06-0,09 (0,1)	-

ЭКС дәрігерлік интерпретация жүрек жиырылуының жиілігін және ырғақтылығын бағалаудан, тісшелердің амплитудасын және ұзақтығын өлшеуден, сегменттер мен интервалдардың ұзақтығын өлшеуден, сигнал элементтерінің морфологиясының өзгерістерін бағалаудан тұрады. Өлшеу нәтижелерінің негізінде сау жүректің күйі туралы қорытынды жасалынады.

1.3 Инвазивті емес кардиодиагностиканың заманауи портативті жүйелерінің функционалды мүмкіндіктерін талдау

Бұл шолу диагностиканың пайдалылығы тұрғысынан қарағанда ауруханадан тыс электрокардиография технологияларының ағымдық жағдайын түсіну үшін жүргізілген. Құрылғылардың диагностикасының пайдалылығы (артықшылықтары мен кемшіліктері) 3 кестеде келтірілген. Осы технологияны стационарда жүргізілетін қарапайым электрокардиографиядан ажырату үшін біз портативті немесе тасымалданатын құрылғыларды қарастырдық.

Осы шолу үшін бірнеше ақпараттар көзі пайдаланылды. «Портативті», «тасымалданатын» немесе «патч» электрокардиографикалық құрылғыларды іздеу үшін қолжетімді технологияларға қолжетімділік алу үшін Ғаламторда да іздеу (Web of Science, Scopus) жүргізілді. Біз коммерциялық қолжетімді құрылғыларды ғана емес, сондай ақ әлемнің жетекші ғылыми ұйымдарында әзірленіп жатқан құрылғыларды да қосуға тырыстық.

Жалпы 9 құрылғы анықталды, олардың 4 аяқ-қолды бір бұрушысы бар ЭКГ арналған жазғыш құрылғылар және 3 бұрушысы бар 4 құрылғы, сондай ақ саусақты және кеуде электродтары бар 1 ЭКГ құрылғысы болды. Әр құрылғының артықшылықтары мен кемшіліктері 3 кестеде сипатталған. 9-17 суреттерде сәйкесінше бір және бірнеше бұрушылары бар ЭКГ құрылғылары көрсетілген.

Alivecor kardia



Сурет 9 – Alivecor kardia

Alivecor – бұл сәйкес келетін смартфонға немесе планшетке қосылатын телефон корпусынан тұратын және ЭКГ ритмдерін смартфонға жіберу үшін арналған электродтары бар смартфонға арналған ЭКГ құрылғысы. Ол ЭКГ қисығын көрсетеді, сондай ақ ЭКГ ыңғайлы бақылауды қамтамасыз ететін кеңейтілген фильтр функциясына ие. Қазіргі уақытта Alivecor Kardia сатып алу мен пайдалану үшін 25 астам елде мақұлданған (Австралия, Бангладеш, АҚШ, Ұлыбритания, Үндістан, Пәкістан, Нидерланды, Германия, Гонконг, Чили, Швейцария, Норвегия, Испания, Ямайка, Польша, Франция және т.б.). оның пайдалылығы жыбырлақ аритмияны анықтау үшін төрт зерттеулерде және QT ұзартылған интервалын анықтау үшін бір зерттеуде көрсетілген. Lau әріптестерімен бірге жүргізген зерттеуде [20] жыбырлақ аритмияны анықтау үшін арналған құрылғының сезімталдылығы 98%, ал ерекшелігі - 97% құрады. Дәлділіктің осындай бағалары Lowers және оның әріптестері жүргізген зерттеулерде алынған (сезімталдылығы 98,5% және ерекшелігі 91,4%) [21]. Осы екі зерттеулерде жыбырлақ аритмияның таралуы сәйкесінше 35,7% және 6,7% құрады. Pak-Hei Chan [22] басқа бір ірі зерттеуінде жыбырлақ аритмияның таралуы төмен болды (2,7%), ал құрылғының сезімталдылығы бар болғаны 71,4% құрады. Құрылғының пайдалылығы жыбырлақ аритмияны анықтау үшін [23] және QT интервалын анықтау үшін қоғамдастық жағдайында көрсетілді.



Сурет 10 – Omron heartscan

Бұл портативті, ықшам, сымсыз, пайдаланушы үшін ыңғайлы ЭКГ толқынының пішінін көрсететін жоғары мүмкіндікті саусақты және кеуде электродтары бар ЭКГ құрылғысы, бірақ оған акуумулятор батареясы жетіспейді. Оның пайдалылығы 5 зерттеу жұмысында жыбырлақ аритмияны анықтау үшін көрсетілген. Weisel J et al. [24] зерттеулерінде жүрекше фибрилляциясын анықтау сезімталдылығы төмен болды, яғни 30%, ал ерекшелігі жоғары, яғни 97%. Дегенменде Marazzi G және авторластарымен [25] жүргізген зерттеу 100% сезімталдылықты және 92% ерекшелікті және жүрекше фибрилляциясын анықтаудың 95% дәлдігін көрсетті. Kearley K et al [26] егде жастағы топтардың арасында көптеген зерттеулерде осы сияқты нәтижелер көрсетті (сезімталдылық - 98,7% және ерекшелік - 76,2%). de Asmundis C авторластарымен [27] жүргізген зерттеу холтер монитормен салыстырғанда Omron HeartScan көмегімен белгілермен байланысты аритмияны анықтаудың айтарлықтай жоғары дәрежесін көрсетті ($P < 0,01$). Gerrit Kaleschke et al [28] зерттеуінде жыбырлақ аритмияны анықтаған кезде Omron HeartScan диагностикалық шығыс сезімталдылығы 99% және ерекшелік 96% көрсетті.

E100 (Reka health)



Сурет 11 – E100 (Reka health)

E100 – бұл кішкентай дөңгелек, электродтар бар ЭКГ жазуға арналған жеңіл тасымалданатын құрылғы. Ол ЭКГ көп мөлшердегі жазбасын сақтай алады, кіріктірілген аккумулятор батареясы, бұлтты сервиске ие, бірақ ЭКГ трассировкасын көрсетпейді. REKA Health пайдалылығы 1 зерттеуде [29] көрсетілген.

Zenikor ECG



Сурет 12 – Zenikor ECG

Zenikor ECG – бұл портативті саусақтар датчигі, жазатын және смартфонға жіберу мүмкіндігіне ие көрсететін құрылғы. Ол ЭКГ көп мөлшердегі жазбаларын сақтай алады, кіріктірілген аккумулятор батареясы, бұлтты сервиске ие, бірақ ЭКГ трассировкасын көрсетпейді. Zenicor ЭКГ пайдалылығы 2 зерттеулерде көрсетілген. Doliwa PS et al [30] зерттеуінде жыбырлақ аритмияны анықтау үшін сезімталдылық пен ерекшелік сәйкесінше 96% және 92% құрады. Usadel et al., Zenicor балалардың арасында жүргізілген

зерттеуде жүрекше үсті тахикардиясына диагностика жүргізгенде 92% сезімталдылықты, плюс 77% сезімталдылықты және аномальді ЭКГ анықтаған кезде 92% ерекшелікті көрсетті.

ZioPatch



Сурет 13 – ZioPatch

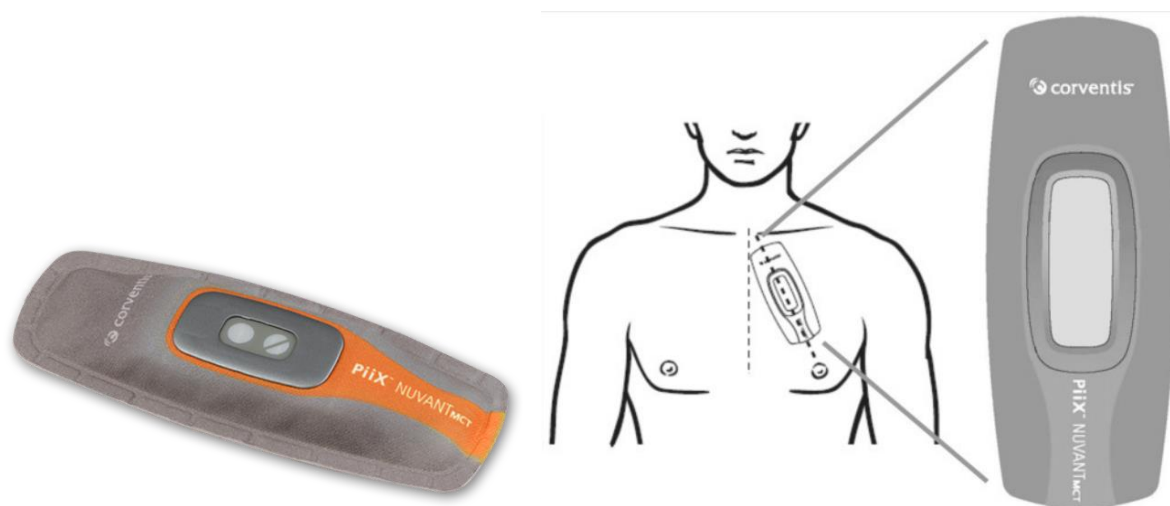
ZioPatch ЭКГ мониторинг үшін пациенттің сол жақ кеуде аумағына жабыстырылған 14-күндік амбулаторлық пластырь болып табылады. Бұл суға төзімді, аккумулятор зарядтауын талап етпейтін 3 тармақтары бар сымсыз құрылғы. Патчті таққаннан белгілі бір уақыт кезеңінен кейін мәліметтерге ZioPatch көмегімен талдау жүргізіледі. ZioPatch пайдалылығы әр түрлі зерттеулерде көрсетілген. Turakhia MP [31] жүргізілген көптеген зерттеулерде жалпы диагностикалық нәтиже мониторингтің алғашқы 48 сағатымен салыстырғанда кез келген аритмия үшін ($P < .0001$) ZioPatch тағудың барлық ұзақтығынан мәліметтер қосылған кезде және кез келген симптомдық аритмия үшін ($P < .0001$) жоғары болғандығы анықталды. Barrett PM өзінің авторластарымен жүргізген басқа бір зерттеуде [32] адгезиялық пластырьдің Холтер монитормен салыстырғанда жалпы таққан уақыт барысында аритмияның көп жағдайын анықтады, алайда Холтер монитормен бастапқы 24-сағаттық мониторинг уақытында көп жағдайды анықтады, периоды ($P = 0,013$). Michael A. Rosenberg [33] алғашқы 24-сағаттық кезеңде жүрекше фибрилляциясына жүктеме 24-сағаттық холтер және ZioPatch құрылғысында шамалас болғандығын көрсетті ($P < 0,0001$). ZioPatch мониторинг ұзақ жүргізілетіндіктен жүрекшелердің фибрилляциясы анықталды. Schreiber D және оның әріптестері өз зерттеуінде жыбырлақ аритмияны анықтаған кезде [34] 63,2% диагностикалық шығысты анықтады. Кристина Э. Тунг және авторластары жүргізген зерттеуде шамамен 15% бірінші пароксизмальді жүрекше фибрилляциясы 48 сағаттан кейін [35] жүретіндігін көрсетті, ол қарапайым холтер монитормен арқылы анықталмайды, бірақ ZioPatch көмегімен анықтауға болады. Педиатриялық жас тобының арасындағы көптеген зерттеу нәтижелері [36] бірінші анықталған және аритмияның бірінші туындаған белгілеріне дейінгі уақыт сәйкесінше 2,7 - 3,0 және 3,3 - 3,3 тәулікті құрайтындығын көрсетті.



Сурет 14 – ReadMyHeart

ReadMyHeart 2.0 – бұл алақан пішіндес ЭКГ құрылғысы, дизайны қарапайым және пайдаланылуы оңай, кез келген уақытта және кез келген жерде пайдаланушының ЭКГ сигналын жаза алады. Бірақ бұл аспап жүрекпен қиындықтың бар екендігі туралы ақпарат бермейді және тек дәрігер диагноз қоя алады [37].

Annaram NUVANT Mobile Cardiac Telemetry



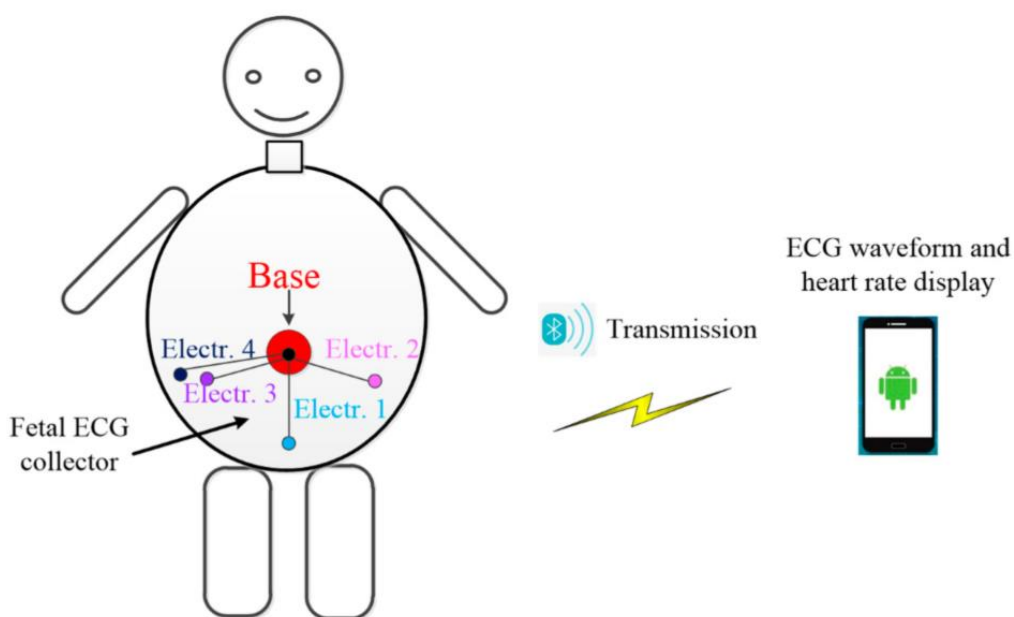
Сурет 15 – Аппарат NUVANT Mobile Cardiac Telemetry

Пациенттерге мобильді мониторинг жүргізу саласындағы пионер ретінде Corventis жүрек аритмиясы мен жүрек жиырылуының жиілігі туралы нақты уақытта кері байланысты қамтамасыз ететін пациенттің тасымалданатын құрылғысынан тұратын NUVANT мобильді жүрек телеметрия жүйесін әзірлеп шығарды. Бұл сигналдар сымсыз байланыс желісі арқылы пациент мәліметтерін Corventis (CMC) мониторинг орталығына

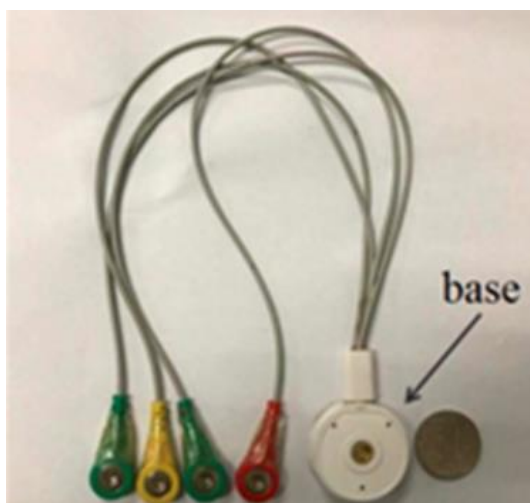
жіберетін тораптық шлюзге жібереді, ол жерде мәліметтер тексеріледі, пікір жасалынады және емдейтін дәрігерге ұсынылады [38].

Android смартфонның негізінде нәрестенің ЭКГ мониторинг жүйесі

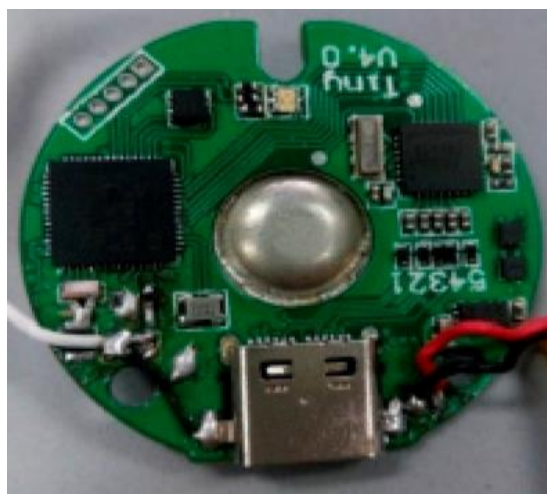
Аз қуатты портативті коллекторы нәрестеге арналған ананың құрсақ қуысында ЭКГ сигналдарын ЭКГ нақты уақыт режимінде жазады [39]. ЭКГ мәліметтер клиент смартфонона Bluetooth. Арқылы жіберіледі. Қосымша тәуелсіз құраушыларды талдау үшін жылдам бекітілген нүкте алгоритмі мен нәрестенің ЭКГ сигналдарын нақты уақытта ананың құрсақ қуысындағы ЭКГ нақты уақыттағы сигналдарынан шығару үшін іріктеу энтропиясының алгоритмін интеграциялаған.



a)



б)



в)

Сурет 16 – Android смартфонның негізінде нәрестенің ЭКГ мониторинг жүйесі

Нәрестенің мониторинг жүйесі нақты уақытта нәрестенің ЭКГ инвазивті емес мониторингі үшін жүзеге асырылуы мүмкін. Алайда алгоритм бойынша шығарылған нәрестенің ЭКГ сигналының ST сегменті өте қатты бұрмаланған. Осы жұмыстың басқа шектеуі ұсынылған жүйенің ананың құрсақ қуысындағы сигналдарының генератормен модельденген ананың құрсақ қуысындағы ЭКГ сигналдарын пайдаланып қана сынақтан өткізілгендігі.

VITAL-ECG



Сурет 17 – VITAL-ECG

VITAL-ECG пайдалану қарапайымдылығына ерекше көңіл бөлініп әзірленген. Негізгі мақсаттардың бірі ЭКГ өлшеулеріне қолжетімділікті ұсыну және арнайы білімсіз жыбырлақ аритмияны тану болып табылады. Сатып алғанда калибрлеу жүргізу қажеттілігінсіз орындалады, бар болғаны Android мобильді телефонмен немесе планшетпен қалай пайдалануды білу жеткілікті. Құрылғы жыбырлақ аритмия сияқты қауіпті жағдайды анықтаған кезде қосымашадағы қарапайым батырма пациенттің орналасқан жерін қашықтықтағы орталыққа немесе тағайындалған дәрігерге жібереді [40].

Кесте 3 – Портативті кардиодиагностика жүйелерінің диагностикасының пайдалылығы (артықшылықтары мен кемшіліктері)

№	ЭКГ аппараттың атауы	Артықшылықтары	Кемшіліктері
1	Kardia Mobile	– ЭКГ ізін көрсетеді – Тасып жүруге жеңіл – ЭКГ бақылауын тегістейтін фильтр – АҚШ Денсаулық сақтау министрлігінің	– Осы құрылғымен бірге Android / iPhone қажеттілігі.

		агенттігімен және әлеуметтік қызметімен мақұлданған	
2	Omron HeartScan (HCG 801)	– Кеудеге және саусаққа арналған кіріктірілген электродтарымен беріледі, бұл оның пайдаланушы үшін ыңғайлы болуын қамтамасыз етеді	– Автономды гаджет – Кіріктірілген аккумуляторы жоқ
3	REKA E100	– Жазу және сақтау құрылғысы – 1000 артық жазбаны сақтай алады – Кіріктірілген аккумуляторлы батарея – Бұлтты талдау қызметі (ақылы) – АҚШ Денсаулық сақтау министрлігінің агенттігімен және әлеуметтік қызметімен мақұлданған	– Тек дәрігердің рецепті бойынша қолжетімді – ЭКГ жазбасын көрсетпейді
4	Zenico EKG	– Жазу және сақтау құрылғысы – Бұлтты талдау қызметі	– ЭКГ қисықтарын көрсетпейді
5	ZioPatch	– 3 тармақтары бар ЭКГ-құрылғы – Аккумуляторды зарядтау талап етілмейді – Электродтарды алмастыру талап етілмейді	– Шынайы көрсеткішті алуы үшін жеке тұлғалармен ұзақ уақыт қолдануды талап етеді
6	ReadMyHeart	– Жеңіл және салмағы бар болғаны 134 г (батареясыз). – Эксплуатациясы қарапайым. – қашықтан Он может хранить 30 данных ЭКГ. – С помощью специальных соединительных кабелей	– Кіріктірілген аккумулятор батареясы жоқ – Сізге жүрекпен байланысты мәселенің бар екендігі туралы хабарламайды және сіздің дәрігеріңіз ғана сізге диагноз қояды.

		можно также записать ЭКГ отведений II и отведения III. – С программным обеспечением для управления ЭКГ удобно управлять собой, а также отправлять данные своему врачу через Интернет.	– Жүрек жеткіліксіздігі бар пациенттер үшін ұсынылмайды
7	NUVANT Mobile Cardiac Telemetry	– Жүрек аритмиялары мен жүрек жиырылуы туралы нақты уақытта кері байланыс – Corventis (СМС) мониторинг орталығына қосылуға сымсыз байланыс желісі, ол жерде мәліметтер тексеріледі, пікір жасалынады және емдеуші дәрігерге ұсынылады	– Шынайы көрсеткіштерді алу үшін ұзақ уақыт бойы жеке тұлғалармен қолдануды талап етеді
8	Система мониторинга ЭКГ плода	– Нәрестенің ЭКГ мониторинг	– Жүйе ананың құрсақ қуысындағы сигналдарының генераторымен модельденген құрсақ қуысындағы ананың ЭКГ сигналдарын пайдаланып қана сыналған
9	VITAL-ECG	– Пайдалануда қарапайым – Арнайы білімсіз жыбырлақ аритмияны тану – Қашықтықтағы орталыққа немесе тағайындалған дәрігерге пациенттің орналасқан орны туралы мәліметті жіберу функциясы	– Кіріктірілген жад картасының болмауы

Әрбір кардиодиагностика жүйесінің құрамында ЭКС тіркеу құрылғысы болады, оның физикалық өлшемдері жүйені портативті құрылғыларға

жатқызуға мүмкіндік береді. Портативті жүйелердің параметрлері, функциялары мен мүмкіндіктері бойынша әр түрлі нұсқалары бар.

Нарықта ұсынылған портативті жүйелер әр түрлі функциялар жиынтығына ие. ЭКС тіркеу сияқты тікелей тағайындалуымен бірге көптеген кардиографтар автоматты режимде ЭКС шифрын ашуды жүзеге асырады. Сигналдарды талдау негізінде кейбір жүйелер диагностикалық қорытынды береді. Автоматты талдау мен қорытынды жасау мүмкіндіктеріне қарамастан, портативті кардиограф пайдаланушысы өзінің денсаулығының жағдайын, өміріне төнуі мүмкін қатерді объективті әрқашан бағалай алмайды және жедел жәрдем шақыру туралы шешім қабылдай алмайды. Осыған байланысты портативті кардиографтарға пациенттің критикалық жағдайында жедел жәрдемді шақыру қызметін тағайындау маңызды. Нарықта бар жүйелерді талдау негізінде жедел жәрдемді шұғыл шақыру қызметінің жоқ екендігі туралы қорытынды жасауға болады.

Қарастырылған жүйелердің ортақ кемшілігі шұғыл жағдайларда пациенттің ЭКС уақыт бойынша соңғы жазбаларын жедел алу мүмкіндігінің жоқтығы болып табылады. Серверде жазбалар мұрағатын сақтау – осындай мүмкіндікті жүзеге асыру үшін қажетті, бірақ жеткіліксіз шарт және кестеден көрініп тұрғандай, бірқатар жүйелер ЭКС жазбаларын медицина-консультативті ұйым серверінде сақтауға мүмкіндік береді. Алайда, бұл мәліметтер пациенттің ағымдық жағдайы туралы кеңес алу үшін бір реттік келгендегі мәліметтер. Пациенттің соңғы өзекті электрокардиографикалық жазбаларына қолжетімділікті шұғыл жағдайда алу қамтамасыз етілмейді, себебі жедел және шұғыл көмек көрсеті – бұл басқа деңгейдегі медициналық қызмет. Алайда диагностикалық мақсаттар үшін емдеуші дәрігерге немесе жедел жәрдем фельдшеріне пациенттің соңғы кардиограммаларын да, пациент ауруханаға түскен жағдайдағы кардиограммаларын да ұсыну өте маңызды.

Жүректің жағдайын бағалауға арналған қолданыстағы электрокардиографикалық жүйелердің түбегейлі кемшілігі олар дәрігер сарапшының диагностикалық деңгейін жоғарылата алмайтындығы.

Осылайша, нарықта ұсынылған заманауи кардиодиагностикалық жүйелердің мүмкіндіктерін зерттеу авторға нарықтық конъюнктураны бағалауға және әзірлеменің өзекті бағыттарын анықтауға мүмкіндік берді.

1.4 Электрокардиографикалық жүйелерді талдау және олардың жіктелуі

Электрокардиосигналдар әр түрлі көздерден пайда болған көптеген басқа сигналдардың арасында әлсіз сигналдар ретінде көрінеді. Бұл пайдалы сигналды айтарлықтай бұрмалайтын (жасыратын) және ЭКС өңдеуді және диагностикалық белгілерін анықтауды қиындататын кедергілер. Кедергінің классикалық анықтамасы байланыс техникасына жатқызылады: «Кедергі деп беріліс жүйесіндегі сигналдарды дұрыс қабылдауға кедергі келтіретін бөгде

қозғалыс». [41] жұмыста кедергінің өлшеу құралына әсер ететін және өлшеу нәтижесін бұрмалайтын бөгде қозғалыс ретінде анықтамасы берілген. Инвазивті емес кардиодиагностика жүйелеріне (ИЕКДЖ) қолданғанда кедергілер – пайдалы сигналдың ақпараттық параметрлеріне әсер ететін, оларды өлшеу нәтижелерін бұрмалайтын және соңында диагностикалық қорытындылардың сенімділігін төмендетуге алып келетін кардиалды емес сипаттағы (яғни жүректің биопотенциалы болып табылмайтын) сыртқы немесе ішкі сигналдар.

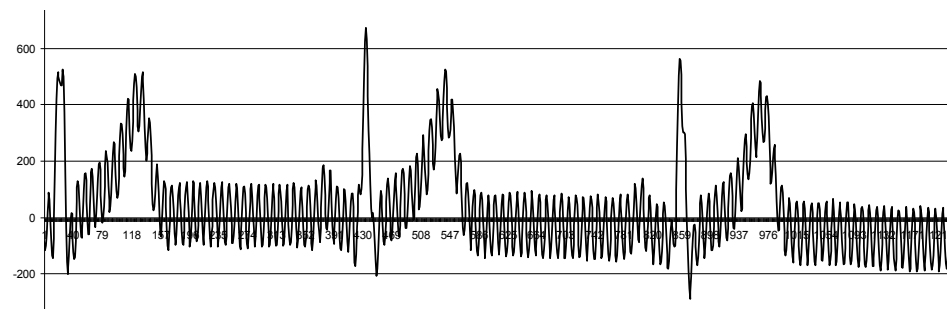
Жалпы, ЭКГ сигналдық шуларын төрт санатқа бөлуге болады:

1. Электрберіліс желісіндегі кедергілер – бұл 60 Гц немесе 50 Гц (эксплуатация еліне байланысты) центрімен және жолақ ені 1 Гц төмен оның гармоникаларымен тар жолақты шу. Аналогты кіріс өңдеу сызбасы инструменттің күшейткіштен және электрберіліс желісінде кедергілерді бәсеңдете алатын фильтрден тұрады. Дегенменде, ЭКГ жазбалары көбінесе электродтардың әр түрлі импеданстарынан, сондай ақ пациент және кабель арқылы паразиттік токтан электрберіліс желілерінде қалдық кедергілермен бүлінеді. 18 а суретте тораптық кедергісі бар ЭКС үлгісі көрсетілген.

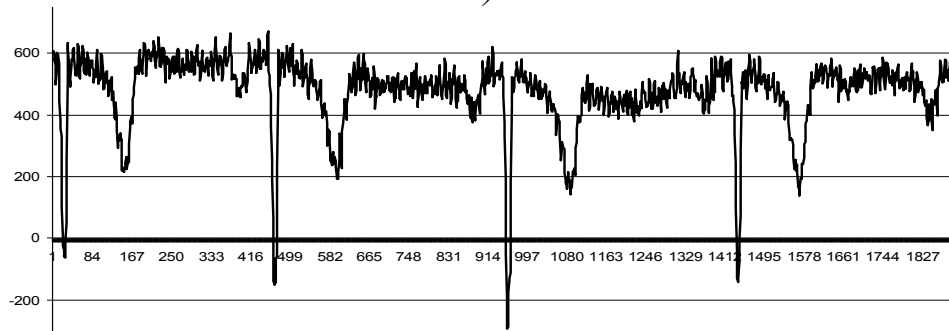
2. Электромиографикалық (ЭМГ) шу жиырылу периодында скелет бұлшықеттерінің электрлік белсенділігімен индукцияланады. 18 б суретте бұлшықет дірілдеген ЭКС үлгісі көрсетілген.

3. Шу электродпен жанасқанда электрод «соққыларының» салдарынан немесе терімен әлсіз жанасудан туындайды. 18, в суретте изосызықтар дрейфі бар ЭКС үлгісі көрсетілген.

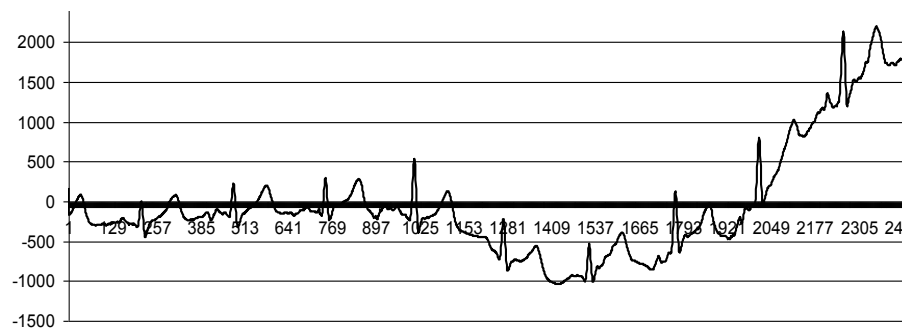
4. Қозғалыс артефактілері жазба жүргізу барысында пациенттің қозғалғанынан тері электродының импедансының өзгеру нәтижесінде туындайды. 18, г суретте қозғалыс артефакті бар ЭКС үлгісі көрсетілген.



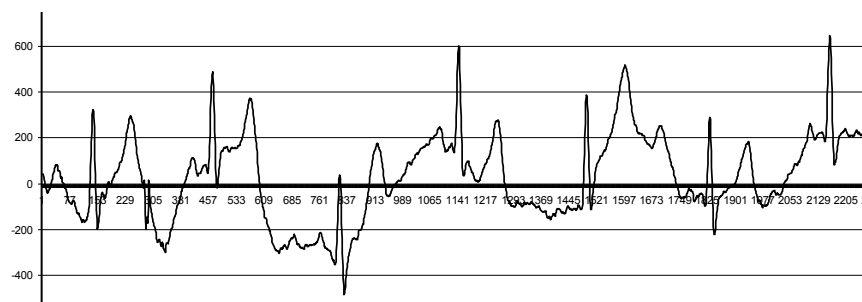
а)



б)



в)



г)

Сурет 18. – Әр түрлі кедергілері бар ЭКС үлгілері
а – тораптық кедергісі бар ЭКС; б – бұлшықет дірілі бар ЭКС; в –
изосызықтар дрейфі бар ЭКС; г – қозғалыс артефакті бар ЭКС

Жоғарыда сипатталған барлық кедергілердің спектрлері айтарлықтай дәрежеде ЭКС спектрімен басылатындығын айта кету керек. Жоғарыда аталған төрт кедергіден де басқа кедергілер бар (негізінен ЖЖ инструменттің және электрхирургиялық шулар, ЭКС тіркеу және өңдеу кезінде алынған

кейбір артефактілер), алайда олардың спектрлері пайдалы сигналдардан өте қатты ерекшеленеді, сондықтан оларды жою күрделі қиындық тудырмайды.

Қозғалыс белсенділігі жағдайында кедергілердің деңгейі күрт артады, сондай ақ қосынды кедергі процесіне «электрод-тері» шекарасындағы жанасу процестері, тармақ кабельдері, биопотенциал бұлшықеттер, киім мен аяқ киімнің электрленуі негізгі үлес қосады. QRS кешендердің пішіндерінің өзгерісіне алып келетін жүрек қызметі патологиялары кезінде (мысалы, жүрекше экстрасистолдарында), сондай ақ физикалық жүктеме кезінде, ЭКС спектрлерін жабу және кедергі артады.

Тағы бір күрделі мәселе изосызықтардың жойылмаған немесе сапасыз жойылған дрейфі («инфарктқа ұқсас ЭКГ») болуы мүмкін, ол ЭКГ-диагностика жүйесімен жалған депрессия немесе ST сегментінің элевациясы ретінде қабылдануы мүмкін және осылайша миокард зақымдалуының гипердиагностикасына алып келуі мүмкін.

ЭКС өңдеу процедуралары және техникалық құралдары, соның ішінде кедергіні жоюға арналғаны сигналдың бұрмалану себебі болуы мүмкін: ЭКС тек кедергі емес, сонымен бірге ақпараттық құраушыларын жойып немесе өзінің бұрмалауларын қоса отырып.

Қате филтрлеу нәтижесінде алынған бұрмаланудың ЭКС диагностикалық қасиеттеріне әсері туралы медициналық жүйелер бойынша жетекші сарапшылардың мақалаларында бірнеше рет айтылған [42,43,44,45,46,47].

Медициналық әдебиеттерді [47,48,49] талдау негізінде дайындалған 4 және 5 кестелерде ЭКС кедергілер мен бұрмаланулар болған кезде қате автоматты диагностиканың мүмкін нәтижелері келтірілген.

Кесте 4 – ЭКС әр түрлі кедергілер болған кезде қате автоматты диагностиканың мүмкін нәтижелері

Кедергі түрі	Қате диагностиканың мүмкін нәтижесі
Қозғалыс артефактілері	Жүрек ритмінің бұзылуының гипердиагностикасы (жүрекше экстрасистолиясы).
Бұлшықет дірілі	Жүрек ритмінің бұзылуының гипердиагностикасы (жүрекшенің дірілдеуі, жыбырлақ аритмия)
Изосызықтар дрейфі	ИЖА гипердиагностикасы (ST сегменттің ығысуы немесе бұрмалануы)
Торап кедергісі	Жүрек ритмінің бұзылуының гипердиагностикасы (QRS кешендерді анықтаудың қателіктері, жүрекшенің дірілдеуі).
Жалғыз импульсті кедергілер	Жүрек ритмінің бұзылуының гипердиагностикасы (QRS кешендерді анықтаудың қателіктері)

Кесте 5 – ЭКС бұрмаланулар болған кезде қате автоматты
диагностиканың мүмкін нәтижелері

Кедергі түрі	Қате диагностиканың мүмкін нәтижесі
<i>QRS</i> кешенінің кеңеюі	Жүрекшелердің гипертрофиясы немесе дилатация (кеңеюі). Өткізгіш жүйенің қандай да бір жүрекше бөлігінің блокадасы
<i>QRS</i> кешенінің амплитудасының кішіреюі	Кардиомиопатия. Көптеген ұсақ ошақты инфаркт кезінде миокардтың зақымдалуымен негізделген оның диффузиялық өзгерістері.
<i>S</i> тісшенің үлкеюі	Жүрекшелердің гипертрофиясы.
<i>T</i> тісшенің амплитудасының кішіреюі	Миокардтың зақымдалуы.
<i>R</i> және <i>T</i> тісшелердің қатынасының өзгерісі	Көптеген ұсақ ошақты инфаркт кезінде миокардтың зақымдалуымен негізделген оның диффузиялық өзгерістері.
<i>ST</i> сегменттің ығысуы немесе бұрмалануы	Миокард зақымдалуы немесе ишемиясы. Перикардит. Гликозидті интоксикация. Реполяризацияның бұзылуы.

Электркардиографикалық кедергілердің әр түрлі болуы, олардың пайдалы сигналға және автоматты диагностика нәтижесіне жағымсыз әсері ЭКС кедергіге төзімді қарастыру және талдау әдістері мен алгоритмдерін талап етеді.

1.5 Электрокардиосигналдарды өңдеудің кедергіге төзімді қолданыстағы әдістері мен алгоритмдеріне аналитикалық шолу

Кедергілер пайдалы сигналды жасырады және бұрмалайды, ол диагностикалық ақпаратты анықтауды қиындатады. Сәйкесінше, инвазивті емес ЭКГ-диагностиканың маңызды көрсеткіші кедергіге төзімділігі, ол дегеніміз жүйенің кедергілердің бөгет жасайтын әрекетіне төзімділік қабілеті.

Электрокардиографикалық кедергілер, әсіресе еркін белсенділік жағдайында ЭКС ұзақ уақыт зерттеген кезде айрықша алуан түрлілігімен және өзгергіштігімен ерекшеленеді, ал оларды жоюмен байланысты барлық функцияны орындайтын процедуралар жоқ. Инвазивті емес ЭКГ-диагностика жүйелерінде ЭКС талдау нәтижелерінің жоғары сенімділігі кедергілермен күрес шаралары электрокардиосигналдарды тіркеу мен өңдеудің барлық сатыларында қарастырылған жағдайда ғана қамтамасыз етіледі [50].

Инвазивті емес ЭКГ-диагностика жүйелеріне кедергілердің әсерін азайтуды екі негізгі тәсілдермен жүзеге асыруға болады [50]. Бірінші тәсіл

әдістемелік және конструкциялық тәсілдерді және ЭКС тіркеу барысында жүйені кедергілерден қорғау құралдарын біріктіреді (кедергілердің қорғау әдістері). Олар кедергілерді және туындайтын әсерлердің қарқындылығын төмендету мақсатында олардың әсерін іздеуді қамтамасыз етеді, сонымен бірге ЭКГ-диагностика жүйесіне кедергілердің ену мүмкіндігін төмендетеді. 6 кестеде 6 бөлімде қарастырылған кедергілерден қорғау әдістері келтірілген [51, 52].

Барлық әдістемелік тәсілдерге қарамастан, ИЕЭКД кіретін кедергілердің деңгейі әсіресе еркін белсенділік жағдайында ЭКС зерттеген кезде жеткілікті деңгейде жоғары болуы мүмкін. Сондықтан автоматты интерпретация нәтижесіне кедергінің әсерін төмендететін кедергілермен күрестің екінші тобы кеңінен қолданылады. Қорғаныс әдістерінен ерекшелігі олар *кедергіге төзімділікті жоғарылату әдістері* деп аталады. Бұл әдістер пайдалы сигнал мен кедергінің арасындағы айырмашылықтарды (спектрлік, статистикалық, морфологиялық, амплитудалық, уақыттық, фазалық және т.б.) пайдалануға негізделеді.

Кесте 6 – Кедергілерден қорғау әдістері

Кедергі түрлері	Қорғау әдістері
Тораптық кедергі	Синфазалық сигналдың әлсіреу коэффициенті жоғары инструменттік күшейткіштерді қою. Тері-электрод кедергісін төмендету.
Бұлшықет дірілі	Ұлпаның, әсіресе терінің кедергісін төмендету. Зерттеу жүргізуді дұрыс ұйымдастыру.
Изосызықтар дрейфі	Күшейткіштің кіріс кедергісін арттыру және тері кедергісін азайту. Электродтар мен жанасу ортасының конструкциясың жетілдіру.
Қозғалыс артефактілері	Электродтардың және оларды бекіту құралдарын жетілдіру. Жанасу ортасын жетілдіру.

ЭКГ-диагностиканы автоматтандырудың 50 жыл ішінде кедергілерді бәсеңдетудің бірнеше ондаған әдістері мен жүздеген алгоритмдері әзірленген. Бірақ қазір де қиындықтар мен шешілмеген мәселелер бар. Олардың бірі – пайдалы сигналдың пішінін бұрмаламай, қарқынды кедергілерді жою. Ары қарай кедергіге төзімді қолданыстағы әдістер мен ЭКС өңдеу алгоритмдері қарастырылған.

ЭКС кедергілерді жою үшін келесі технологиялар кең қолданысқа ие болды:

- сызықты жиілікті фильтрация;
- адаптивті фильтрация;
- бейсызық фильтрация әдістері;
- азайтуға негізделген кедергі компенсаторлары;
- филтрлер банкілері және вейвлет филтрлер;
- сигналдарды кеңістікті-уақыттық өңдеу әдістері.

Осы технологияларды толығырақ қарастырайық.

Сызықты жиілікті фильтрация. ЭКС алдын ала өңдеу үшін дәстүрлі түрде жиілікті сызықты фильтрация әдістері қолданылады, бұл қалыптасқан теорияның болуымен және сызықты фильтрлердің синтезінің жеткілікті деңгейде қарапайымдылығымен байланысты [53, 54, 55].

ЭКС кедергілерді бәсеңдетуде ең алғашқы және ең кең таралған тәсілдердің бірі уақыттық аймақта цифрлық фильтрация болып табылады. Кедергілердің белгілі бір түрлері салыстырмалы түрде қарапайым және жылдам операцияларды орындау арқылы тікелей уақыттық тәуелділік ретінде филтрленуі мүмкін. Осындай фильтрацияның артықшылығы сигналдың және кедергінің спектрлік бағасын білу анық түрде талап етілмейтіндігі. Осы топта *сырғанаушы орташа филтрлер* кең қолданыс тапты. Осындай филтрдің шығыс сигналы уақыттық терезе уақыт осі бойымен қозғалған (сырғанаған) кезде есептелінеді [55]. Осындай сигналдар түрі бойынша (тіктөртбұрышты, үшбұрышты, қоңырау тәрізді және т.б.), сондай ақ ұзақтығы бойынша әр түрлі терезелермен жүзеге асырылады. Қосу процедурасы интеграция ретінде интерпретацияланатындықтан, сырғанаушы орташа филтрлері сигналдың жоғары жиілікті құраушысын жояды және төменгі жиілікті филтрлер (ТЖФ) болып табылады.

Төмен жиілікті кедергілерді жою үшін туындыларға негізделген операторлар пайдаланылады (цифрлық фильтрацияда сигналдың тізбекті санағының айырымдары пайдаланылады). Осындай процедураларды жүзеге асыратын филтрлер жоғарғы жиілік филтрлері (ЖЖФ) болып табылады.

Кейбір жағдайларда кіріспен бірге шығыс санақтары үшін де қосу және азайту операцияларын пайдаланады. Бұл кезде рекурсивті филтрлер немесе шексіз импульсті сипаттамалы филтрлер (ШИС-филтрлер) жүзеге асырылады. ШИС-филтрлерді жобалау күрделірек, олардың тұрақтылығы төменірек, бірақ жүзеге асырған кезде азырақ аппаратуралық және есептеу шығындарын талап етеді.

ТЖФ, ЖЖФ, жолақты немесе режекторлық филтрге сәйкес келетін берілген жиілікті сипаттамалы филтрді алу үшін филтрді әзірлеу жиілікті аумақта орындалуы керек. Мұндай филтрлерді Фурье кіріс сигналын түрлендіру негізінде жүзеге асыруға болады, немесе уақыттық аумақта жұмыс істейтін эквивалентті филтрлерге түрлендірілуі мүмкін. Әдебиеттерде филтрлердің бірнеше типтері сипатталған, ең танымалдары Баттерворт, Чебышев, Бессель филтрлері, эллипстік филтр болып табылады [53, 54, 55].

ЭКС заманауи тіркеу және талдау құралдарында әдетте цифрлық жиілікті филтрлердің үш тобын қолданады [56, 57]:

- 50/60 Гц және жоғары гармониканың торап көрсеткішін әлсірететін режекторлық немесе ирек филтрлер;
- бұлшықет дірілінің жоғары жиілікті құраушысын және басқа жоғары жиілікті кедергілерді бәсеңдетуді жүзеге асыратын ЖЖФ;
- тұрақты құраушыдан толықтай құтылуға және изосызық дрейфін айтарлықтай дәрежеде төмендетуге мүмкіндік беретін ЖЖФ.

Цифрлы ЖЖФ салыстырмалы түрде оңай жүзеге асырылады, ал цифрлы ЖЖФ жасау үшін коэффициенттер саны үлкен рекурсивті сызбаны (төмен жиілікті кедергіні жою жеткілікті түрде ұзын терезені талап етеді), немесе есептеу кезінде дөңгелектеу қателіктеріне талап қатал болатын рекурсивті сызбаны пайдаланады.

Классикалық жиілікті фильтрлердің негізгі кемшіліктері – пайдалы сигналдың бұрмалануы (пайдалы сигнал мен кедергілер спектрлері бір бірін жабады), бұл көптеген заманауи электркардиографиялық міндеттер үшін рұқсат етілмейді. Бұрмаланулар негізінен Q , R , S тісшелердің амплитудаларының кішіреюімен, QRS кешендердің кеңеюімен, ST сегментінің ығысуымен байланысты.

Жоғарыда сипатталған фильтрлерді жобалаған кезде сигнал мен кедергілердің уақытты және спектрлік сипаттамалары туралы шектелген ақпарат қана назарға алынады. Мұндай фильтрлер эмпирикалық іріктелген болып табылады, алынатын фильтрация нәтижелері кепілді түрде ең жақсы қолжетімді болмайды (ол ешқандай мағынада оңтайландырылмаған). Винердің фильтрация теориясы пайдалы сигнал мен кедергілердің статистикалық сипаттамаларын назарға ала отырып, оңтайлы фильтрді жүзеге асыру мүмкіндігін береді. Осындай фильтр параметрлері орташа квадраттық минимум критері бойынша оңтайландырылады. Бұл кезде фильтрация нәтижесі осы жағдайда ең жақсы қолжетімді болатындығы кепілдендіріледі (осы сигналды-кедергілі жағдайда және осы қолжетімді бар ақпаратта). ЭКС кедергілерді бәсеңдету үшін БВинер фильтрациясын қолдану [58] жұмыста көрсетілген.

Адаптивті фильтрация. Оңтайлы өңдеу алгоритмдерін әзірлеу сигналдар мен кедергілердің кейбір статистикалық модельдеріне негізделеді. Әдетте осындай модельдерді құрастырған кезде таралудың сызықтылық, стационарлылық және қалыптылық концепциялары пайдаланылады. Алайда аталған қағидалар тәжірибеде әрқашан орындала бермейді, ал таңдалған модельдің дұрыстығына сигналдарды өңдеу сапасы айтарлықтай шамада тәуелді болады. Мәселенің мүмкін шешімі қандай да бір модельдерді тағайындауды талап етпейтін кіріс сигналының статистикалық параметрлеріне бейімделуге мүмкіндік беретін адаптивті фильтрлерді пайдалану болып табылады [59].

1950-ші жылдардың соңында әзірленген адаптивті фильтрация технологиясы қасиеттері алдын ала белгісіз кедергілер болғанда тиімді жұмыс істейтін сигналдарды өңдеу жүйелерін құруға мүмкіндік береді. Әр түрлі салаладағы адаптивті фильтрлердің теориясы, оларды конструкциялау және қолдану [60,61] сипатталған.

Екі каналды адаптивті фильтрлер ең кеңінен таралған. $x(t)$ кіріс дискретті сигнал дискретті филтормен өңделінеді, нәтижесінде $y(t)$ шығыс сигналы алынады. Осы шығыс сигналы $d(t)$ үлгілік (тіреу) сигналымен салыстырылады, олардың айырмашылығы $e(t)$ қателік сигналын тудырады. Адаптивті фильтр үлгілік сигналдың қосылу қателігін барынша төмендететіндей бапталуға ұмтылады. Осы мақсатта әрбір санақтан кейін

адаптация блогы қателік сигналын және параметрлерді (салмақ коэффициенттерін) келтіру үшін осы талдау нәтижелерін пайдалана отырып, фильтрден келетін қосымша мәліметтерді талдайды [59].

Бірқатар тәжірибелік қолданыста (соның ішінде кедергіні бәсеңдету үшін де) пайдалы сигнал фильтрдің $y(t)$ шығыс сигналы емес, $e(t)$ қателік сигналы, яғни $d(t)$ үлгілік сигнал мен адаптивті фильтрдің $y(t)$ шығыс сигналының арасындағы айырым.

Екі кіріске де уақыт бойынша қандай да бір бөгеліс шамасына ығыстырылған сигнал беріледі. Осындай фильтрдің жұмыс істеу принцибі пайдалы сигнал стационар емес кездейсоқ процеспен беріледі және алдын ала болжау мүмкін емес, ал болжауға болатынның барлығы – бұл кедергі деген болжамға негізделеді.

Бірнеше адаптация алгоритмдері кең қолданысқа ие болды:

- ең жылдам іске қосу әдісімен мақсатты функция минимумын іздеуге негізделген ең кіші квадраттар әдісі (ЕКӘ);
- рекурсивті ең кіші квадраттардың әдісі (РЕКӘ немесе РЕК);
- ықтималдылықтар таралуының апостериорлық тығыздығының максимум критеріі;
- толық емес шулы өлшеулер қатарын пайдаланатын динамикалық жүйенің күй векторын бағалайтын рекурсивті ең кіші квадраттар (Калман) алгоритмі [62, 63].

ЭКС зерттеген кезде кедергілермен күресу үшін адаптивті фильтрацияны қолдану [64] жұмыстарда сипатталған. Изосызықтардың дрейфін басуға арналған адаптивті фильтр [65,66] әзірленген, [67] жұмыста үш осьтік акселерометрді қолданып қозғалыс артефактілерін бәсеңдетудің адаптивті тәсілдері сипатталған. Дәстүрлі адаптивті фильтрлердің негізгі кемшілігі тіреу каналдарын ұйымдастыру қажеттілігі, оны шынайы электрокардиографикалық зерттеу жағдайында жасау өте күрделі.

Бейсызық фильтрация әдістері. Сызықты фильтрация әдістеріне тән шектеулерді жою мақсатынжа қазіргі уақытта бейсызық фильтрация әдістері, соның ішінде биомедициналық сигналдарда кедергілерді бәсеңдету үшін бейсызық фильтрация әдістері белсенді түрде дамып және енгізіліп жатыр [68, 69, 70, 71, 72, 73, 74]. ЭКС өндеу үшін бейсызық фильтрлердің келесі түрлері кең қолданыс тапты: рангты, морфологиялық, нейрожелілік, Савицкий-Голейдің полиномиальді фильтрлері, бейсызық Калман фильтрлері, анизотропты диффузия негізіндегі фильтрлер, табалдырықты фильтрлер. Аталған фильтрлердің әрқайсысы өзінің артықшылықтары мен қолдану салаларына ие.

Ранг фильтрлері. Сигналдарды өндеу үшін реттік статистика негізіндегі бейсызық процедуралар кең қолданысқа ие болды (рангт алгоритмдері) [75]. Ранг алгоритмдері мағынасы бойынша локальді-адаптивті және сызықты фильтрлерге қарағанда импульсті кедергілердің әсері шығыс сигналда фильтр терезесінің өлшемі шамасындағы арақашықтықта пайда болатындығына негізделетін кеңістікті инерциялылыққа ие болмайды [76].

Осы топтағы ең танымал процедура Джон Тьюки импульстік кедергілерді филтрлеу, сигналдарды тегістеу, төмен жиілікті кедергілерді бөлу үшін ұсынған медианалық филтрация (медианалық филтр) болып табылады [77]. Сырғанайтын терезедегі центрлік санақ аномальді санақтарды және амплитудалық мәндеріне тәуелсіз шығарылымдарды жоя отырып, медианалықпен алмастырылады (ранжирленген қатарда өзінің орналасқан орны бойынша орташа есеппен). Ені $2a+1$ сырғанаушы медианалық филтрдің t ағымдық санақ үшін y_t шығыс сигналы төмендегі формулаға сәйкес $x_1, \dots, x_{t-1}, x_t, x_{t+1}, \dots, x_N$ кіріс уақыт қатарынан қалыптастырылады:

$$y_t = med(x_{t-a}, x_{t-a+1}, \dots, x_{t-1}, x_t, x_{t+1}, \dots, x_{t+a-1}, x_{t+a}). \quad (1)$$

Тәжірибеде мәліметтерді өңдеу алгоритмін жеңілдетуге арналған филтр терезесі санақтың тақ санымен анықталады.

Медианалық филтрлердің бірнеше түрлері бар [78]:

- филтр апертурасында санақтың салмақтары әр түрлі өлшенген медианалық филтрлар;
- медианалық филтрация ретімен қайталанатын рекурсивті (итерациялық) медианалық филтрлер;
- сигнал динамикасы мен шу сипатына тәуелді терезе өлшемі өзгертін адаптивті медианалық филтрлер (терезе өлшемінің критеріі ретінде, мысалы, центрлік ранжирленген санаққа қатысты көршілес санақтардың мәндерінің ауытқу шамасын пайдалануға болады).

Медианалық филтрлердің кемшіліктері сигналдарды математикалық талдаудың қиындығы, үшбұрышты сигналдардың шыңдарының жалпаюы (QRS кешендердің), гаусс шуын бәсеңдеудің жеткіліксіз тиімділігі (сызықты филтрлерге қарағанда төмен), филтрдің терезесінің өлшемі ұлғайған кезде сигнал мен секірістердің күрт өзгерістері анық болмайды [78].

ЭКС кедергілерін бәсеңдету үшін медианалық филтрлерді қолдану [79] сипатталған. Медианалықпен бірге ранг филтрлерінде терезедегі минимум және максимум мәндерін пайдаланатын экстремалды филтрлеу алгоритмдері; L - бағалардың негізіндегі филтрлер (α -кесілген орташа, үшэлементті орташа); Вилкоксон және Ходжес-Леман алгоритмдері [80]; КИХ-гибридті медианалық филтрлер [81]; $SD ROM$ филтрлер [82] белгілі.

Морфологические филтрлер. Математикалық морфология – жиынтықтар теориясына негізделген геометриялық құрылымдар теориясы және талдау мен өңдеу техникасы [83]. Әдіс берілген құрылымды элемент көмегімен бастапқы объектінің түрлендіруге (пішінін өзгертуге) негізделген. Негізінен цифрлы кескіндерді өңдеуде қолданылады және кескінді көрсету мен сипаттау үшін пайдалы оның кейбір құраушыларын, мысалы контурларды, қаңқаларды, дөңес қабықшаларды шығару үшін пайдаланылады.

Математикалық морфология әдістерінің негізінде екі операция жатады: *erosion* (эрозия, бұзылу) және *dilation* (дилатация, кеңею). «Эрозия» бастапқы

және құрылымдық элементтердің айырымдарының минимумы ретінде, ал «дилатация» – бастапқы және құрылымдық элементтердің қосындысының максимумы ретінде интерпретацияланады. «Эрозия» және «дилатация» операциялары қосымша операцияларды алу үшін құрамдастырылуы мүмкін. Келесі құрамдастырылған операциялар кең қолданыс тапты:

- «ашу» – «эрозия» операциясы, «дилатация» операциясынан кейін жүреді;
- «жабу» – «эрозиядан» кейін жүретін «дилатация».

Сигналдарды өңдеу тұрғысынан қарастырғанда «ашу» операциясы сигналдан барлық оң пик мәндерін жоюды білдіреді. «Жабу» операциясын қолдану барлық теріс пиктерді жоюға алып келеді. Бұл кезде құрылымдық элементті таңдау бірінші ретті мағынаға ие болады.

ЭКС өндеген кезде морфологиялық операцияларды қолдану ЖЖ кедергілердің бір бөлігін жоюға немесе изосызықтардың дрейф құраушысын бөлуге мүмкіндік береді. ЭКС импульстік шуды бәсеңдеткен кезде морфологиялық фильтрлерді қолдану [84,85] жұмыста, ал шу мен изосызық дрейфін жою үшін қолдану – [86] **Ошибка! Источник ссылки не найден.** сипатталған.

Нейротораптық фильтрлер. Жасанды нейрондық тораптар (ЖНТ) – биологиялық нейрондық тораптарды ұйымдастыру және функцияландыру қағидасы бойынша құрастырылған математикалық модельдер және олардың аппараттық немесе бағдарламалық жүзеге асырылуы. Оқыту мүмкіндігі – дәстүрлі алгоритмдерге қарағанда нейрондық тораптардың негізгі артықшылықтарының бірі. ЖНТ оқытуы нейрондардың арасында байланыс коэффициенттерін табуға негізделеді. Оқыту барысында нейрондық тарап кіріс және шығыс мәліметтерінің арасындағы күрделі тәуелділіктерді анықтауға және алынған ақпаратты жалпыландыруды орындауға, яғни оқытатын іріктемеде болмаған мәліметтердің, сондай ақ толық емес және/немесе жартылай бұрмаланған мәліметтердің негізінде (мысалы, кедергілер әсер еткен кезде) дұрыс нәтиже шығаруға қабілетті.

ЖНТ негізгі қолданылуы: үлгілерді тану, жіктеу, басқару, аппроксимация, мәліметтерді ықшамдау. Құрылымына нейрондық элементтерді енгізіп бейсызық адаптивті фильтрлерді құрастыру концепциясы мен әдісі [87] мақалада әзірленген [88] диссертация ЖНТ негізінде фильтрлерді жасауға арналған. Сигналдарды бейсызық өңдеу үшін нейрондық тораптарды қолдану [89] жұмыста қарастырылған. 1990-шы жылдардың басынан бастап ЖНТ ЭКС өңдеу және талдау үшін қолданыла бастады (негізінен QRS кешендерді анықтау және тану үшін) [90,91].

Савицкий-Голейдің (СГФ) [92] полиномиальді тегістегіш фильтрлері негізінен шулы кең жолақты сигналдарды «тегістеу» үшін пайдаланылады. Бұл кезде сигналдың жоғары жиілікті құраушысын сақтау тұрғысынан қарастырғанда СГФ қарапайым орташаландыратын рекурсивті емес фильтрлерге қарағанда әлдеқайда жақсы жұмыс істейді, бірақ шуды бәсеңдетуді нашар қамтамасыз етеді. Савицкий-Голей фильтрлері квадраттық кателіктің минимум критеріі бойынша терезедегі кіріс сигналды санаудың

полиномиаль аппроксимациясын жүзеге асырады, осы мағынада олар оңтайлы болып табылады. ЭКС шуды бәсеңдету үшін СГФ қолдану [93] жұмыста көрсетілген. Биосигналдарды өңдеуге басқа да полиномиаль фильтрлер қызығушылық тудырады [94].

Бейсызық Калман фильтрлері. Класикалық Калман фильтрлері [63] уақыт бойынша дискретті сызықты динамикалық жүйелерге негізделеді. Биологиялық фильтрлер бейсызық процестер болғандықтан, Калман фильтрлері ЭКС кедергілерді бәсеңдету үшін жеткілікті тиімді емес. Қазіргі уақытта бейсызық жүйелер үшін Калман фильтрінің бірнеше модификациялары әзірленген. Бұл кеңейтілген Калман фильтрі (*Extended Kalman Filter, EKF*) [95], ансамблдік немесе сигма-нүктелік Калман фильтрі (*Unscented Kalman Filter – UKF*) [96] және басқа да модификациялары. ЭКС кедергілерді жою үшін бейсызық Калман фильтрлерін қолдану [97,95] жұмыстарда қарастырылған.

Табалдырықты процедуралардың негізіндегі фильтрлер. Бейсызық табалдырықты өңдеу (*thresholding*) әдетте ЭКС өздеріне емес, олардың жиілік құраушыларына (базистік функциялар бойынша жіктеу коэффициенттеріне) қатысты қолданылады және ЭКС жиілікті құраушыларын табалдырықпен салыстыру нәтижесіне тәуелді олардың санақ мәндерін сақтау, нольдендіру немесе қайта санау туралы шешім қабылдауға негізделеді. Бейсызық табалдырықты өңдеу бірнеше шешуші ережелердің негізінде жүзеге асырылады.

Әсіресе *thresholding* сигналдар мен кескіндерді вейвлет фильтрлеген кезде жаппай қолданылады [100, 101]. Шуларды бәсеңдету мақсатында вейвлет-коэффициенттерді бейсызық табалдырықты өңдеу стратегиясы Донохо мен Джонстонмен [102, 103] жұмыстарда ұсынылған. *Hard Thresholding* и *Soft Thresholding* табалдырықты өңдеу ережелері (әсіресе вейвлет фильтрация) кезінде жоғары танымалдылыққа ие болды [101, 102, 103]. Жалпы ЭКС өндеген кезде қолданылатын басқа да шешуші ережелер белгілі.

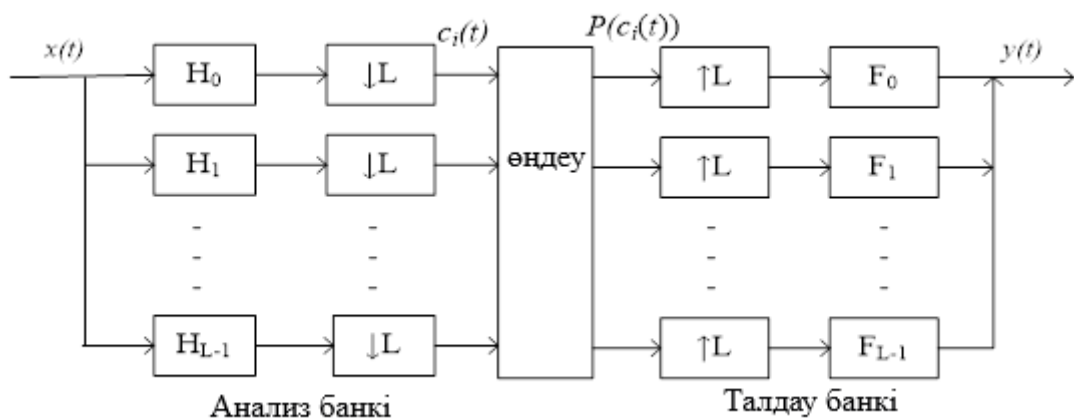
Азайтуға негізделген кедергі компенсаторлары. Цифрлы техниканың дамуы кедергіні азайтудың компенсациялаушы сызбаларын жеткілікті түрде оңай жүзеге асыруға мүмкіндік берді. Осындай сызбалар пайдалы сигналдың барынша аз бұрмалануын қамтамасыз етеді және негізінен тораптық кедергіні бәсеңдету үшін қолданылады. Электрокардиографияның тораптық кедергісін компенсациялау үшін бірінші рет осындай компенсаторды 1984 жылы Левков авторластарымен ұсынған болатын. Кедергі компенсаторының қарапайымдандырылған құрылымы 19 суретте көрсетілген.



Сурет 19 – Кедергі компенсаторының құрылымы

Қазіргі уақытта күрделілігі әр түрлі осы сияқты бірқатар компенсаторлар әзірленген [105]. **Ошибка! Источник ссылки не найден.** Торап кедергісін бәсеңдету үшін арналған компенсациялаушы процедураларды шолу [105] жұмыста келтірілген. Осы сияқты қағида изосызықтардың дрейфіне арналған компенсатор негізіне де қаланған.

Фильтрлер банкті және вейвлет фильтрлер. ЭКС өңдеудің болашағы бар тәсілдерінің бірі көп жылдамдықты жүйелерді қолдану болып табылады. Олар цифрлық фильтрлерден және санақ тығыздығын өзгертетін құрылғылардан тұрады. Бұл кезде сигнал жиілікті құраушыларға (жолақшаларға) жіктеледі және әр түрлі шкалаларда қолданылады – сирегірек (оны кесу немесе децимация арқылы) немесе жиірек (сигнал санақтарының арасына нольдерді қосуға негізделетін оның интерполяциясы арқылы). Каналдардың әрқайсысында сигналдарды санау тығыздығы ерекшеленетіндіктен өңдеу жылдамдықтары да өзгеше болады, сондықтан осындай жүйелерді көп жылдамдықты деп атайды. Цифрлы фильтрлердің және децимация/интерполяция құрылғыларының жиынтығын фильтрлер банкі деп атайды. Фильтрлер банкі талдау/синтез жүйесін құрай отырып, талдау және синтез банкінен тұрады (сурет 20). Талдау кезінде қолдану саласына байланысты ары қарай өңдеу үшін сигнал әрқайсысы L ($\downarrow L$) коэффициентімен кесілетін L жиілікті құраушыларға бөлінеді, ал синтез орындаған кезде құраушылары L ($\uparrow L$) коэффициентімен интерполяцияланады және шығыс сигналын алу үшін біріктіріледі.



Сурет 20 – Талдау/синтез жүйесі

Цифрлы көп жылдамдықты фильтрлер банктері бірінші рет сөзді ықшамдауға арналған жұмыста бірінші рет сипатталған. Қазіргі уақытта олар сигналдарды цифрлы өңдеудің теориясында және тәжірибесінде өздік бағыттарды анықтайды. Сигналдарды көп жылдамдықты өңдеу теориясының негіздерін және қосымшалардың сипаттамасын [106] табуға болады. ЭКС үшін көп жылдамдықты өңдеуді қолдану [107, 108, 109, 110, 111, 112, 113] жұмыстарда көрсетілген.

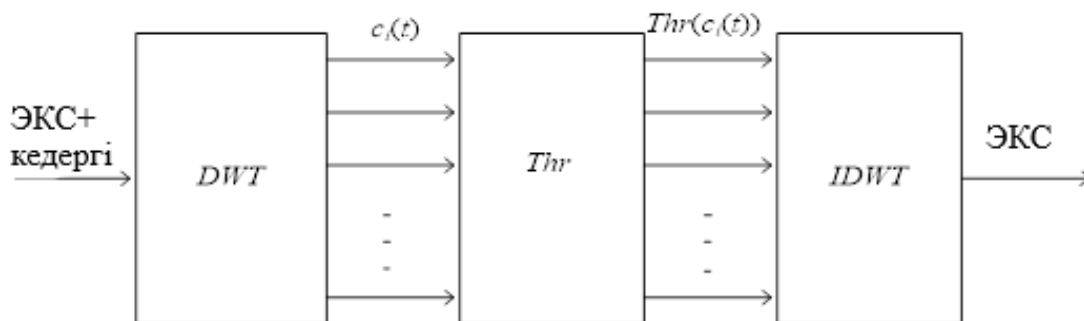
Сигналдарды көпжылдамдықты өңдеудің теория және тәжірибе жұмыстарына тәуелсіз вейвлеттер теориясы дамыған [114, 115]. Уақыт өте келе фильтрлер банктері және вейвлеттер бір бірімен үзіліссіз байланысты екендігі белгілі болды. Фильтрлер банктері дискретті вейвлет-түрлендіру (ДВТ) эквивалентін есептейді және үзіліссіз вейвлет-базистерді алу үшін пайдаланылуы мүмкін [116].

Вейвлеттер – уақыт пен жиілік бойынша локальді және барлық функциялары уақыт осі бойынша ығыстыру және созу арқылы бір базалық функциядан алынатын белгілі бір түрдегі математикалық функциялардың тобының жалпыландырылған атауы. Вейвлет түрлендіру – вейвлет-функциямен зерттелінетін сигналдың тұқыртпасы болатын интегралды түрлендіру. Осындай түрлендіру сигналдардың жиілікті-уақыттық локализациясын қамтамасыз етеді, жылдам есептегіш алгоритмдерге ие болады және әр түрлі кедергілерді тиімді бәсеңдетуге мүмкіндік береді [114, 117, 101, 118].

Вейвлет түрлендірудің (ВТ) фильтрлеуші қасиеті вейвлет-функциялардың базисі бойынша жіктеудің кейбір мүшелерін нольге айналдырып, мәліметтерді жіктеуге негізделеді. Тәжірибеде жіктеу мүшелерінің санын азайту процедурасы негізінен зерттелінетін мәліметтер туралы ең үлкен ақпарат беретін жіктеу коэффициенттерін іріктеуге келтіріледі.

Кедергілерді бәсеңдету мәселесін шешудің басқа тәсілі жіктеу коэффициенттерін бейсызық табалдырықты өңдеу (БТӨ) болып табылады. Осындай тәсіл әр түрлі салаларда ең кең қолданысқа ие болды [114, 117, 101]. 21 суретте бейсызық вейвлет фильтрдің қарапайымдандырылған құрылымы

келтірілген. Кіріс сигнал тікелей дискретті вейвлет түрлендіруге (*DWT*) ұшырайды, алынған вейвлет коэффициенттер бейсызық табалдырықты өңдеуден (*Thr*) өтеді және одан кейін сигнал кері дискретті вейвлет түрлендіру көмегімен (*IDWT*) қайтадан конструкцияланады.



Сурет 21 – Бейсызық вейвлет фильтрдің қарапайым түрге келтірілген құрылымы

Соңғы жылдары ТВ және БТӨ қолданып ЭКС талдауға арналған бірнеше ондаған жұмыстар жазылған, олардың көпшілік бөлігі ЭКС алдын ала өңдеуге негізделген [119, 101, 120, 121, 122]. ТВ артықшылығы оның күрделі стационар емес сигналдарды өңдеу үшін тиімділігі болып табылады, сондықтан вейвлет фильтрлерді ЭКС кедергілерді бәсеңдету міндеттерін орындау үшін қолданған дұрыс.

Кеңістікті-уақыттық өңдеу әдістері. Соңғы жылдары сигналдар мен кедергілердің арасында жиілікті-уақыттық ғана емес, сонымен бірге кеңістіктік айырмашылықтар пайдаланылатын ЭКС өңдеудің кеңістіктік-уақыттық өңдеу әдістері кең қолданыс тапты. Сигналдарды «соқыр» бөлу әдістері (*Blind Source Separation, BSS*) егер тіпті бастапқы сигналдар мен оларды араластыру матрицасы туралы минималды априорлы ақпарат болса да, әр түрлі көздердің сигналдарын дәл бөлуге мүмкіндік береді. «Соқыр» термині – бастапқы сигналдар мен оларды араластыру матрицасы туралы минималды априорлы ақпарат бар екендігін білдіреді.

BSS әдістері әр түрлі көздерге ие циклдық кедергілерді анықтау және жою үшін қолданылады (қозғалыс белсенділігімен, тыныс алумен, ананың ЭКС фонында нәрестенің ЭКС бөлумен байланысты кедергілер). Бұл әдістерге бастапқы мәліметтерді өңдеудің бірқатар статистикалық алгоритмдері жатқызылады: негізгі құраушыларды талдау; тәуелсіз құраушыларды талдау; факторлық талдау; сингулярлы декомпозиция; теріс емес матрицалық факторизация; еркін проекциялар әдісі; төменгі кодтау/декодтау.

Келтірілген әдістердің кейбіреулері сигнал көздерінің статистикалық корреляцияланбағандығы туралы болжамға негізделген. Басқа әдістер үшін әр түрлі көздердің бір-бірімен өзара байланысы емес, осы көздерге әсер ететін кейбір факторлардың арасындағы байланыс анықталады. Әдістердің бір бөлігінде жіктеу ортогональ базистер бойынша жүргізіледі, ал қалған бөлігінде бұл шарт міндетті емес. Қарастырылатын әдістердің әрқайсысы ЭКС өңдеуде қолданылуы мүмкін және қойылған міндетке байланысты үлкен

әсерге ие болады. Биологиялық сигналдарды жіктеу үшін *BSS* әдістердің арасында негізгі құраушыларды талдау (*PCA*) және тәуелсіз құраушыларды талдау (*ICA*) әдістері кең қолданысқа ие болды.

Негізгі құраушыларды талдау – ақпаратты барынша аз жоғалтатын мәліметтердің өлшемділігін төмендететін негізгі тәсілдердің бірі. К. Пирсон 1901 ж. ойлап тапқан. *PCA* өзінің векторларын және бастапқы мәліметтердің ковариациялық матрицасының өзінің мәндерін есептеуге келтіріледі. Кейде бұл әдісті Карунен-Лоэв түрлендіруі немесе Хотеллинг түрлендіруі деп атайды. ЭКС өңдеу үшін *PCA* қолдану [123, 124] жұмыстарда сипатталған.

Тәуелсіз құраушыларды талдау x кіріс сигналды s_k тәуелсіз кездейсоқ құраушылардың сызықты комбинациясына жіктеуге негізделеді. Тәуелсіз құраушыларды есептеу белгілі бір жағдайда тәуелсіз үлестірілген кездейсоқ шамалардың қосындысы қосылғыштардың санының арту шамасына қарай гаустық таралуға қарай ұмтылады деген центрлік шекті теоремаға сүйенеді. Осы тұжырымды пайдалана отырып, бақыланатын айнымалылардың сызықты комбинациясы ретінде тәуелсіз құраушыларды іздеу таралуы гаустық таралудан максималды алыс болатын тәуелсіз кездейсоқ шамаларды алатындай жүргізіледі. ЭКС өңдеу үшін *ICA* қолдану [125, 126] мақалалар арналған.

Кедергіге төзімділікті қамтамасыз ететін болашағы бар әдістерді таңдаған кезде кіріс сигналын декомпозициялау және оны жиілікті-уақыттық аумақта талдау негізінде тіреу каналы мен кері байланысы бар, сигналдар мен кедергілер қасиеттеріне адаптациясы бар ЭКС ақпараттық бөліктерінің пішінін сақтауды қамтамасыз ететін кедергілерді бәсеңдететін әдістерді таңдаған жұрыс. Жоғары иілікті кедергілерді бейсызық фильтрлермен фильтрлеу, ал төмен жиілікті кедергілерді – компенсациялаған тиімді.

Қорыта келе қарастырылған әдістердің ешқайсысы жеке алынғанда кедергілердің барлық түрлерін тиімді бәсеңдетуді қамтамасыз етпейтіндігін айта кету керек. Сондықтан ЭКС кедергіге төзімді өңдеудің жаңа тәсілдерін әзірлеген кезде әр түрлі белгілі әдістердің жиынтығын қолданған және жергілікті сигналды-кедергі жағдайын міндетті түрде ескерген дұрыс.

ЭКС кедергіге төзімді өңдеу концепциясының болмауы қозғалыс белсенділігі жағдайында кедергілерді тиімді бәсеңдету әдісін жасауды қиындатады. Әр түрлі математикалық теорияларға негізделген және ЭКС өңдеудің әр түрлі сатыларында жеке міндеттерді орындайтын әр түрлі алгоритмдердің көпшілігін әзірлеу елеусіз әсер береді.

1.6 Электрокардиосигналдарды кедергіге төзімді өңдеудің заманауи мәселелері

Пациенттің еркін белсенділік жағдайында күрделі сигнал-кедергі жағдайы ЭКГ-диагностика амбулаторлық телеметриялық жүйелерді әзірлеушілердің алдында тұрған маңызды міндетті анықтайды – *автоматты*

қорытындылардың жоғары сенімділігін қамтамасыз ету. Бұл міндет бірінші кезекте қарастыруды талап ететін бірқатар мәселелермен байланысты жүйенің кедергіге төзімділігін жоғарылату есебінен шешіледі.

Еркін белсенділік жағдайында критикалық күйлерді ЭКГ-диагностика жүйесі жұмыс істеген кезде пайдалы сигналдар мен кедергілердің стационар емес әрекетімен негізделген сигнал-кедергі жағдайы (СКЖ) априорлы анықталмағандығы орын алады.

Электрокардиосигналдар негізгі диагностикалық ақпарат уақыт бойынша жоғары жиілікті шектелген ақпараттық бөліктерде шоғырланатын күрделі жиілікті-уақыттық құрылымға ие болады.

Кедергілерді бәсеңдететін қолданыстағы процедуралардың көпшілігі сигналды анықтаудың барлық аумағында орташа квадраттық ауытқу минимумының критерийі негізінде синтезделетіндігін айта кету керек. Алынған фильтрация процедуралары жергілікті бөліктерде (тісшелерде, кешендерде және сегменттерде) пайдалы сигналдың пішінін сақтауды қамтамасыз етпейтіндігі белгілі және сондықтан ЭКС өңдеу үшін шекті жарамдылыққа ие.

Жоғарыда айтылғанның негізінде ЭКГ-диагностика жүйесінің кедергіге төзімділігін жоғарылатудың негізгі мәселелерін көрсетейік:

- *сигнал-кедергі жағдайының априорлы анықталмағандығы;*
- *ЭКС күрделі жиілікті-уақыттық құрылымы;*
- *пайдалы сигналдар мен кедергілердің спектрлерінің гаустық емес болуы және қиылысуы;*
- *пайдалы сигнал пішінін сақтау қажеттілігі.*

Көрсетілген мәселелер белгілі бір шамада электрокардиографияның барлық техникалық құралдарына тән, бірақ пациенттің еркін белсенділік жағдайында жұмыс істейтін ЭКГ-диагностика жүйелері үшін бұл мәселелер өте күрделі. Оларды шешуден жүйенің кедергіге төзімділігі және сәйкесінше автоматты қорытындылардың сенімділігі тәуелді болады.

Мобильді құрылғыларда ЭКС өңдеу қолданылатын алгоритмдерге өзінің шектеулерін қосады. Бұл бірінші кезекте көптеген заманауи мобильді құрылғыларда қолданылатын ARM-архитектурасының процессорының өнімділігіне байланысты. Энергияны тұтынуы төмен болуына байланысты мобильді құрылғылар нарығында танымал ARM-процессорлар үстелдік ДК қолданылатын процессорлармен салыстырғанда операцияларды орындаудың жылдамдығы төменірек. Сәйкесінше мобильді құрылғыларда ЭКС өңдеу үшін қолданылатын алгоритмдер нақты уақытта ARM-процессордың жұмысын қамтамасыз ететін күрделілігі жоғары болмауы керек [95, 109].

1.7 1 тарау бойынша қорытындылар және зерттеу міндеттерін қою

1. Портативті кардиодиагностикалық жүйелерді шолу нәтижесінде қарастырылған жүйелердің ортақ кемшілігі шұғыл жағдайда пациенттің соңғы уақыттағы ЭКС жазбаларын жедел алу мүмкіндігінің болмауы, жедел

жәрдемді шұғыл шақыру қызметінің жоқ екендігі анықталды. Жүрек жағдайын бағалау үшін арналған қолданыстағы электрокардиографиялық жүйелердің принципіалды кемшілігі олар дәрігер-сарапшының диагностикалық деңгейін жоғарылата алмайды.

2. ЭКС өңдеу әдістері мен алгоритмдерін талдау нәтижесінде қолданыстағы әдістердің көпшілігі қарқынды кедергілерді тиімді бәсеңдетуді қамтамасыз етпейтіндігі, ал кейбіреулері тіпті еркін белсенділік жағдайында мүлде жұмыс істеуге арналмағандығы анықталды. Кедергілерді бәсеңдететін әдістердің көпшілігінің кемшілігі ЭКС ақпараттық бөліктерін түбегейлі айтарлықтай бұрмалауы болып табылады.

3. Инвазивті емес ЭКГ-диагностика жүйесінің кедергіге төзімділігін жоғарылатудың негізгі мәселелері анықталды: сигналды-кедергі жағдайының априорлы анықталмағандығы; ЭКС күрделі жиілікті-уақыттық құрылымы; пайдалы сигналдар мен кедергілердің спектрлерінің гаусстық еместігі және қиылысуы; пайдалы сигнал пішінін сақтау қажеттілігі.

Осы қорытындылар осы жұмыстағы зерттеу бағыттарын көрсетеді. Инвазивті емес кардиодиагностика құралдары қарапайым, қолжетімді, экономикалық және диагностикалық тиімді болуы керек.

Айтылғандардың негізінде зерттеу міндеттері қалыптастырылды:

1. Төмендегілерді қамтамасыз ететін портативті кардиоанализаторды қолданып инвазивті емес кардиодиагностика жүйесін әзірлеу:

- пациенттің еркін белсенділік жағдайында автоматты қорытындылардың сенімділігін қамтасыз ететін кедергіге жоғары төзімділік;
- критикалық күй жағдайында пациентке жедел медициналық көмек көрсетуді қамтамасыз ететін оның орналасқан жерін анықтау;
- критикалық күй жағдайында пациенттің орналасқан жеріне жедел жәрдемді шақыру;
- пациент туралы мәліметтерді енгізу және өзгерту.

2. Әзірленген инвазивті емес кардиодиагностикалық жүйені жүзеге асыру

2. ИНВАЗИВТІ ЕМЕС КАРДИОДИАГНОСТИКА ЖҮЙЕСІН ӘЗІРЛЕУ

2.1 Инвазивті емес кардиодиагностика жүйелеріне қойылатын негізгі талаптар және оны құрастыру сатылары

Электрокардиографиялық зерттеулерді автоматтандыру басталғаннан бастап ЖТЖ жағдайына нақты уақытта және пациенттердің еркін белсенділік жағдайында сандық бағалауды және әр түрлі патологиялардың белгілерін анықтау мақсатында мониторинг жүргізуге дәрігерлердің қызығушылығы пайда болды. Бірінші кезекте ауыспалы сипатқа ие, яғни жеткілікті түрде сирек немесе физикалық және эмоционалды жүктеме кезінде пайда болатын жүрек ырғағының адам өмірі үшін қауіпті бұзылулары туралы сөз болып отыр. Нақты осы себепті оларды пациенттің шынайы өмір сүру жағдайын ұзақ уақыт зерттеген кезде ғана анықтауға болады. Жүректің әр түрлі критикалық күйін анықтау мақсатында ЭКС мониторинг міндеттері ғарыш және спорттық медицинада, қауіптілігі жоғары нысандардың операторларының, кәсіби қызмет барысында арнайы бөлімшелердің қызметкерлерінің жағдайын бағалағанда орын алады. Осы міндеттердің барлығын пациенттердің еркін белсенділік жағдайында жұмыс істеуге арналған ЭКС автоматты талдайтын арнайы құрылғылар орындай алады.

Холтер мониторингі әдісінің және сәйкес аппаратураның 1960-шы жылдардың басында пайда болуы еркін белсенділік жағдайында критикалық күйдің анықтау жолындағы бірінші қадам болды. Холтер мониторларының негізгі кемшілігі өмірге қауіпті жағдай орын алған кезде жедел медициналық көмекті жедел көрсетуге мүмкіндік бермейтін кейінге қалдырылған талдау болып табылады.

Әзірленетін инвазивті емес кардиодиагностика жүйесіне қойылатын негізгі талаптарды қалыптастырайық:

- пациенттердің еркін белсенділік жағдайында сенімді автоматты қорытындыларды кепілдендіретін кедергіге жоғары төзімділік;
- ақпаратты жедел алуды және өңдеуді, жүйе элементтерінің арасында сымсыз ақпаратпен алмасуды қамтамасыз ететін жаңа ақпараттық-коммуникациялық құралдарды және технологияларды қолдану;
- жүректің критикалық күйі (КК) туралы шешімді дербес (дәрігердің және стационар есептеу құралдарының қатысуынсыз) қабылдау;
- дербес шешімді растау/теріске шығару, сондай ақ дәрігермен немесе сервердің есептеу құралдарымен ЭКС толығырақ талдау жүргізу мүмкіндігі;
- КК анықталған жағдайда пациентке медициналық көмек көрсетуді қамтамасыз ететін оның орналасқан орнын анықтау;
- пациент туралы мәліметтерді енгізу және өзгерту;
- ұсыныстарды жедел қалыптастыру және оларды пациентке жеткізу мүмкіндігі;
- нақты уақытта жұмыс, яғни өңдеу алгоритмдерінің өнімділігі мен мәліметтердің кіріс ағынының шешім қабылдау жылдамдығының сәйкестігі;

– қоректендіру көзін зарядтамай жүйенің портативті бөліктерінің ұзақ жұмыс уақыты (24 сағаттан кем емес).

Инвазивті емес кардиодиагностика жүйесін әзірлеу келесі сатылардан тұрады:

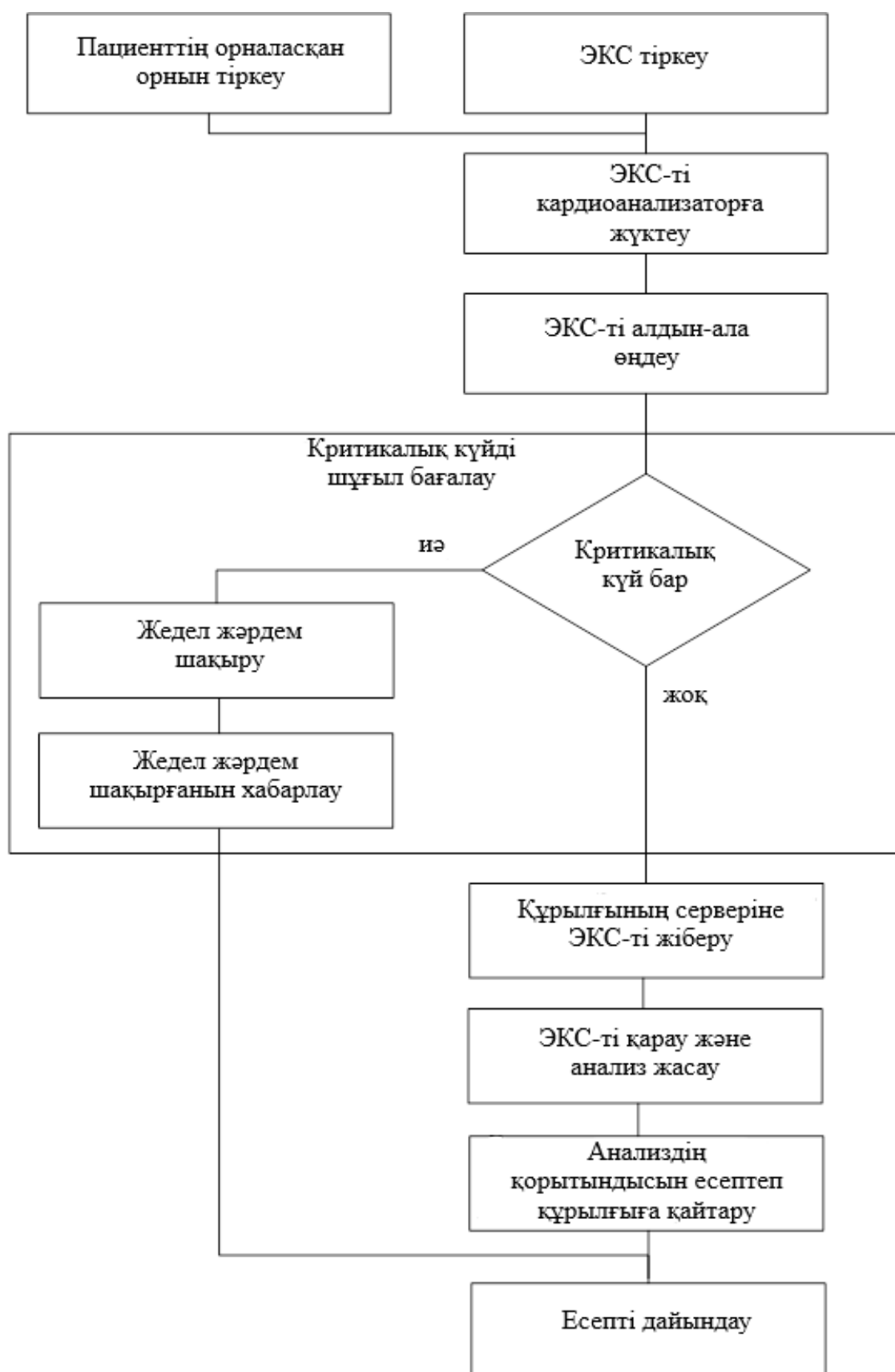
- жүйені құрастыру және құрылым қағидаларын әзірлеу;
- жүйенің БҚЕ құрылымын әзірлеу;
- элементтік базаны, аппараттық және бағдарламалық құралдарды таңдау;
- жүйенің жеке құрылымдық элементтерін әзірлеу, қосымшаларды құрастыру, макеттеу;
- жүйені зерттеу және оны клиникалық апробациялау.

2.1.1 Критикалық күйде шұғыл-талдау алгоритмін әзірлеу

Инвазивті емес электрокардиодиагностика жүйесінің жеке құрылғыларының және бағдарламалық модульдерінің ақпараттық өзара әрекеттесуін ұйымдастыру және құрылымдық сызбасын синтездеу аясында еркін белсенділік жағдайында жүректің критикалық күйін шұғыл-талдау алгоритмі әзірленді. Жүрек күйіне диагностика жүргізетін қолданыстағы алгоритмдер (тәсілдер) [127,128,129,130] тіркелген ЭКС алдын ала өңдеуді жүзеге асырмайды, нақты уақытта жүректің критикалық күйін анықтамайды және критикалық күйді анықтаған кезде пациентке көмек көрсетуді қамтамасыз етпейді.

ЭКС алдын ала өңдеу пациенттің еркін белсенділік жағдайында ЭКС тіркеген кезде пайда болатын кедергілерді бәсеңдетуден тұрады. Нақты уақыттақ жүректің критикалық күйін автоматты анықтау пациентке уақытында көмек көрсетудің түбегейлі мүмкіндігін береді. Шұғыл көмек көрсету немесе пациентті медициналық мекемеге жеткізу жылдамдығын пациенттің өмірі мен денсаулығына көбінесе кепілдік береді.

22 суретте критикалық күйді шұғыл-бағалаудың әзірленген алгоритмінің сызбасы келтірілген.



Сурет 22 – Критикалық күйді шұғыл-бағалау алгоритмінің сызбасы

Алгоритм пациенттің орналасқан орнының координаталарын тіркеуден және оны портативті кардиоанализаторға жүктеуден, электрокардиосигналды

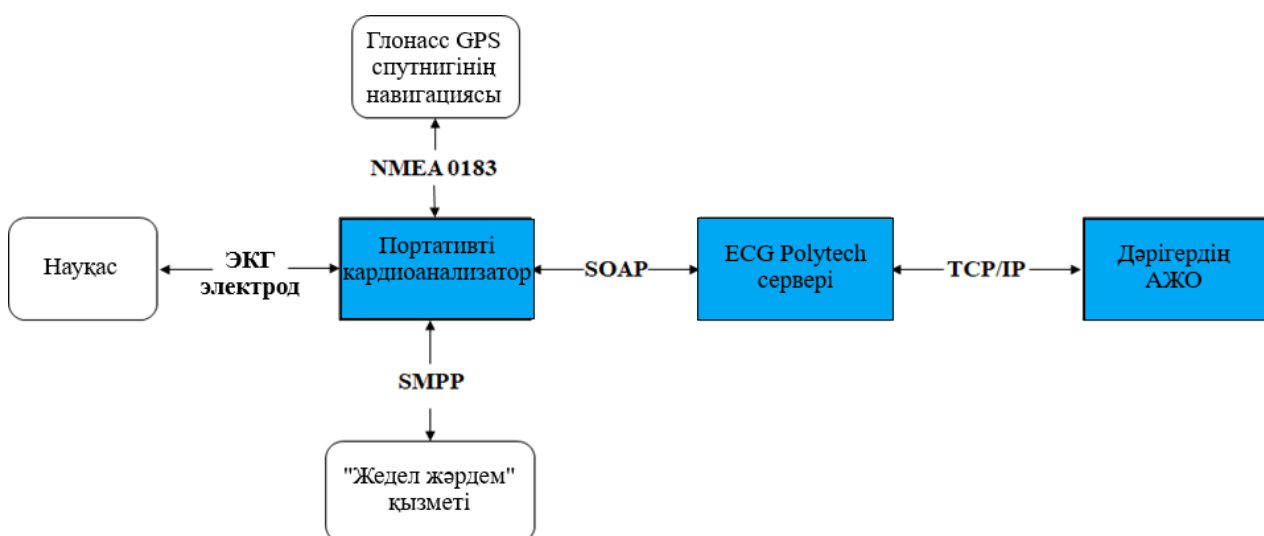
алдын ала өндеуден және жүректің өмір үшін қауіпті аритмиясын анықтаудан, критикалық күй анықталған жағдайда пациенттің орналасқан орнына жедел жәрдемді шақырудан және пациентке «Жедел жәрдемді күтіңіз» хабарлаудан тұратын критикалық күйді шұғыл-бағалаудан құралады. Осы әрекеттердің барлығы нақты уақытта және пациенттің еркін белсенділік жағдайында автоматты жүзеге асырылады.

Критикалық күйі болмаған кезде ЭКС ғаламтор арқылы қосымшалар серверіне жіберіледі, ол жерде толық автоматты немесе дәрігерлік талдау жүргізіледі. Талдау нәтижелері және қалыптастырылған ұсыныстар портативті кардиоанализаторға түседі. Қатер тобындағы пациенттің еркін белсенділік жағдайында критикалық күйді шұғыл-бағалаудың әзірленген алгоритмі денсаулық сақтау жүйесіне және нақты біліктілігі жоғары кардиолог-дәрігерлерге жүктемені төмендетуге мүмкіндік береді.

Әзірленген алгоритм нақты уақытта және біліктілігі жоғары мамандардың қатысуынсыз критикалық күйді анықтауға мүмкіндік беретіндігін айта кету керек. Бұл ерекшелік медициналық мекемеден тыс, сондай ақ толық талдау үшін ЭКС қосымшалар серверіне тіркеп жіберу мүмкіндігі болмаған кезде жүректің критикалық күйін шұғыл-бағалауды орындауға мүмкіндік береді.

2.1.2 Инвазивті емес кардиодиагностика жүйесінің құрылымын әзірлеу

Инвазивті емес кардиодиагностика жүйесі портативті кардиоанализатордан, қосымша серверінен және кардиолог-дәрігердің автоматтандырылған жұмыс орнынан (АЖО) тұрады. Байланыс хаттамалары белгілерген НЭКДЖ құрылымы 23 суретте көрсетілген.



Сурет 23 – ДКС ЭКГ жүйесінің негізгі бөліктердің арасындағы байланыс хаттамалары белгіленген құрылымы

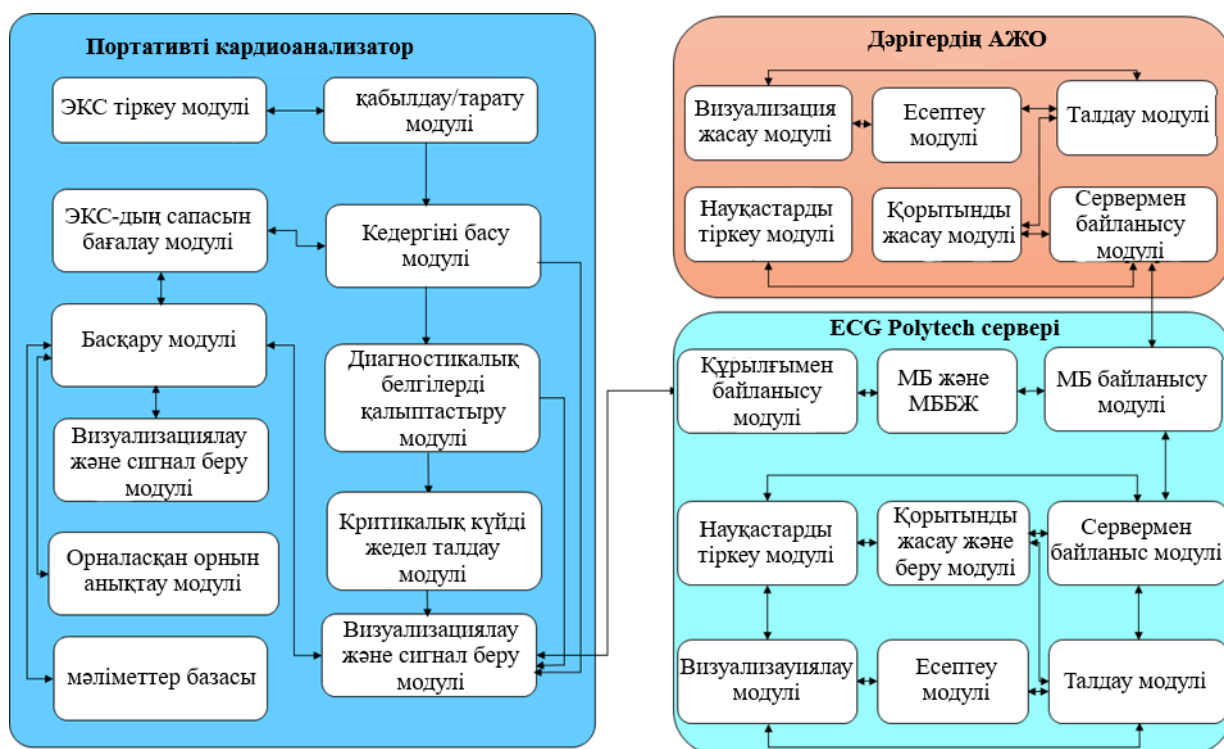
Портативті кардиоанализатор бұл критикалық күйді анықтау мақсатында ЭКС тіркеу, өңдеу және талдауды қамтамасыз ететін құрылғы. Кардиоанализатор құрамындағы навигация модулі ГЛОНАСС/GPS навигациялық жерсеріктермен пациенттің ағымдағы орналасқан орнын анықтау мақсатында өзара әрекеттеседі. Критикалық күй болған кезде кардиоанализатор пациенттің орналасқан орнына жедел жәрдем көмегін шақыруды қамтамасыз етеді. Қажет болған кезде кардиоанализатор сервермен өзара әрекеттеседі: ЭКС және шұғыл-талдау нәтижелерін жібереді, қорытынды мен ұсыныстар алады. Жүйе серверінің БҚЕ ЭКС ттолық талдауды автоматты жүргізуге мүмкіндік береді және дәрігердің АЖО байланысты қамтамасыз етеді. Осындай құрылым әр түрлі деңгейде (кардиоанализатор, сервер, дәрігер) шешім қабылдауға, сондай ақ тиімді емдік-диагностикалық процесті қамтамасыз ету үшін қажетті ақпаратпен алмасуға мүмкіндік береді.

2.1.3 Инвазивті емес кардиодиагностика жүйесінің хаттамалары және бағдарламалық қатамасыз ету құрылымы

Қазіргі уақытта медициналық жүйелердің жеке құрылғыларының арасындағы сымды байланыстар ақпаратты жіберетін сымсыз технологиялармен алмастырылады, бұл кезде бірқатар факторларды ескеру қажет: құрылғылардың арасындағы арнақашықтық және олардың орнын ауыстыру мүмкіндігі, жіберу жылдамдығы және жіберілетін ақпараттың көлемі, энергия тұтыну, шифрлау мүмкіндігі, кедергілер деңгейі және т.с.с. НЭКДЖ құрамдас бөліктерінің арасындағы байланыс хаттамаларын қарастырайық.

Портативті кардиоанализаторда GSM/GPRS ұялы байланыс торабында мәліметтермен алмасуды, орналасқан орын мәліметтерін және навигациялық жүйе (GNSS) жерсеріктерінен нақты уақыт сигналдарын қабылдауды қамтамасыз ететін SIMCOM компаниясының әмбебап SIM868 комбомодулінде негізделген өзінің байланыс блогы бар. Микроконтроллермен SIM868 байланыс үшін Serial Port Interface (SPI) порты пайдаланылады. SIM868 модулі мен микроконтроллерінде қорек кернеуі әр түрлі болатындықтан, сәйкестікті қамтамасыз ету үшін Analog Devices компаниясының ADG3308 микросызбасындағы сигнал деңгейін түрлендіргіш қолданылған.

Барлық жүйенің және оның жеке бөліктерінің функцияларына сәйкес инвазивті емес кардиодиагностика жүйесінің бағдарламалық қамтамасыз ету құрылымы әзірленген (Сурет 24).



Сурет 24 – НЭКДЖ БКЕ жүйесі

Инвазивті емес кардиодиагностика жүйесінің БКЕ портативті кардиоанализатор БКЕ, серверден және дәрігердің АЖО тұрады. Серверлік бөлік (24 суретте көгілдір түспен белгіленген) құрылғымен өзара әрекеттесу модулінен, деректер қорынан (ДҚ), және деректер қорын басқару жүйесінен (ДҚБЖ), ДҚ өзара әрекеттесу модулінен тұрады.

2.1.4 НЭКД шешімдер қабылдау моделін әзірлеу

Медициналық ақпараттық жүйелерді және шешім қабылдауды қамтамасыз ету жүйесін құрастырған кезде олардың функциялылық және жарамдылық мәселесі өзекті болып табылады, ол дегеніміз функциялар саны артқан кезде жүйе күрделерне түседі, демек тәжірибелік қолданысқа жарамдылығы да төмендейді. Мәселенің шешімі міндеттерді орындау әр деңгейде күрделі болмайтындай барлық шешім қабылдау процесін бірнеше деңгейге бөлуді қамтамасыз ететін көп деңгейлі иерархиялық жүйелерді әзірлеу болуы мүмкін. Бұл кезде иерархияның төмен деңгейін растаумен және/немесе нақтылаумен әр түрлі деңгейде және әр түрлі детализация дәрежесінде шешім қабылданады.

Инвазивті емес кардиодиагностика жүйесінде ақпараттық өзара әрекеттесу шешім қабылдаудың үш деңгейлі иерархиялық моделімен көрсетілген. Осындай модельді жүзеге асыру бір жағынан критикалық күйді жедел автономды анықтауды, ал басқа жағынан (мүмкінділік және қажеттілік болғанда) – ЭКС толық дәрігерлік талдауды қамтамасыз етеді. Осындай тәсілде көрсетілетін медициналық қызметтердің тиімділігі жоғарылайды (КК анықтау жеделдігі артады және көрсетілетін қызмет бағасы төмендейді).

UML (Сурет 25) қызмет диаграммасымен ұсынылған әзірленген ақпараттық өзара әрекеттесу моделі жүректің критикалық күйі туралы шешім қабылдаумен және пациентке көмек көрсетумен байланысты процестерді ғана қамтиды.

Мобильді қосымшамен жүзеге асырылатын КК шұғыл-талдау аясында иерархияның төменгі деңгейінде келесі шешім қабылданады: ЭКС талдауға жарамдылығы, КК болуы, сервермен байланыстың болуы. Сервермен байланыс болған кезде («смартфон-сервер» режимі) құзыреттілік серверге беріледі, байланыс болмаған кезде – автономды режим жүзеге асырылады. КК анықтаған кезде пациенттің орналасқан орнын анықтау, жедел жәрдемді шақыру және жедел жәрдемді шақыру туралы дабыл қағу қамтамасыз етіледі.

КК дифференциалдық талдау аясында иерархияның ортаңғы деңгейінде (КДЖ қосымшасымен жүзеге асырылады) шешім қабылданады: төменгі деңгей нәтижелерін растау, толық дәрігерлік талдау (ДТ) қажеттілігі, дәрігердің АЖО байланыстың болуы. Егер ДТ талап етілсе, АЖО байланыс болған жағдайда мәліметтер дәрігерге жіберіледі («смартфон-сервер-дәрігер» режимі). Дәрігермен байланыс болмаған кезде жедел жәрдемді шақыру және/немесе ұсынысты қалыптастыру («смартфон-сервер» режимі) қамтамасыз етіледі.

Кардиолог дәрігердің АЖО қолданып толық дәрігерлік талдау аясында жоғарғы иерархия деңгейінде қабылданатын шешімдер келесілер: жедел жәрдем шақыру, ұсынысты қалыптастыру.

сервер» – ЭКС өңдеу және талдау бойынша міндеттер кардиоанализатор мен сервердің арасында үлестірілген; «кардиоанализатор-сервер-дәрігер» – кардиографикалық ақпаратты өңдеу бойынша барлық міндеттер дәрігердің АЖО жүктелген, ал сервер мәліметтерді сақтау үшін ғана пайдаланылады. Қабылданатын шешімдердің иерархия деңгейлері, оларға сәйкес келетін жұмыс режимдері, әр түрлі деңгейлерде талдау нұсқалары және қабылданатын шешімдер 7 кестеде келтірілген.

Кесте 7 – НЭКДЖ қабылданатын шешімдердің иерархия деңгейлері

Иерархия деңгейлері	Жұмыс режимдері	Талдау нұсқасы	Қабылданатын шешімдер
Төменгі	Автономды	КК автоматты шұғыл-талдау	ЭКС талдауға жарамдылығы, КК болуы, сервермен байланыстың болуы
Орташа	кардиоанализатор-сервер	КК автоматты дифференцирленген талдау	Төменгі деңгей нәтижелерін растау, толық дәрігерлік талдауға қажеттілік, дәрігердің АЖО байланыстың болуы.
Жоғарғы	Кардиоанализатор-сервер-дәрігер	Кардиолог дәрігердің АЖО қолданып толық дәрігерлік талдау	Жедел жәрдем шақыру, ұсыныстарды қалыптастыру.

Түспен белгіленбеген әрекеттер мен шешімдер портативті кардиоанализатормен, сары түспен белгіленгендері сервермен, ал көк түспен белгіленгендері – дәрігердің АЖО жүзеге асырылады. Осылайша, әзірленген жүйе құрылымы, БҚЕ құрылымы, шешімдер қабылдау моделі, сондай ақ әдістер, алгоритмдер және құрылымдық шешімдер қалыптастырылған талаптарға сәйкес инвазивті емес кардиодиагностика жүйесін жүзеге асыруға мүмкіндік береді.

2.2. Фильтрлерді адаптивті агрегациялау негізінде электрокардиосигналды кедергіге төзімді өңдеу әдісін әзірлеу

[131] жұмыста ЭКГ-диагностика жүйелерінде ЭКС кедергіге төзімді өңдеу тиімділігін жоғарылатудың бірқатар бағыттары ұсынылды. Оннан астам бағыттардың ішінен болашағы бар және цифрлы өңдеу әдістерімен жүзеге асыруда ыңғайлы төрт бағыты таңдалынды:

- кедергі бағасын қалыптастыру;
- ЭКС адаптивті жиілікті-уақыттық көрсету;
- сигналды-кедергі жағдайына және ЭКС локальді бөліктерінде кедергілерді бәсеңдетуге қойылатын талаптарға сәйкес осы бөліктерде фильтрация;
- бейсызық фильтрлеуші процедураларды қолдану.

Осы бағыттардың жеке және олардың мүмкіндіктерін синергетикалық біріктірулерінің мүмкіндіктеріне талдау жүргізейік.

2.2.1 Фильтрлерді адаптивті агрегациялау қағидасы

ЭКС зерттеген кездегі сигналды-кедергі жағдайы пайдалы сигнал мен кедергілердің энергетикалық сипаттамаларымен ғана емес (сигнал-кедергі қатынасымен), басқа сипаттамалармен және параметрлермен (статистикалық, спектрлік, корреляциялық) сипатталады.

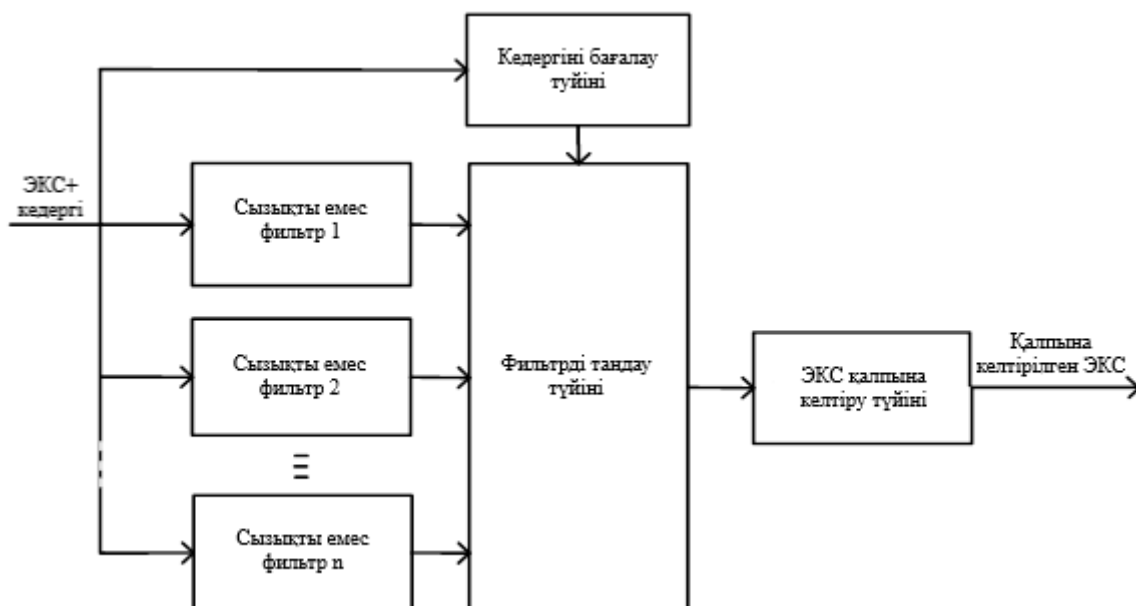
Кез келген СКЖ кедергіні тиімді бәсеңдете алатын әмбебап фильтрлер жоқ екендігі белгілі. Сондай ақ пайдалы сигнал мен кедергілердің сипаттамалары туралы ақпарат болған кезде нақты локальді уақыттық бөлік үшін осы бөлікте кедергілерді тиімді бәсеңдетуді қамтамасыз ететін фильтрді таңдау мүмкіндігі бар.

СГЖ нұсқаларының көп түрлілігі ЭКС кедергілерді бәсеңдету үшін бірнеше фильтрлерді қолдануды талап етеді, себебі кез келген жағдайда кедергіні тиімді бәсеңдете алатын әмбебап процедуралар жоқ. Бұл кезде нақты фильтрлерді таңдау және оларды құрамдастыру сұрағы туындайды. Әрқайсысы нақты кедергіні бәсеңдетуге арналған бірнеше фильтрлерді тізбектей қосу жиі қолданылады [132,133,134]. Бұл кезде кедергілердің барлық түрлері тұрақты және бір уақытта болады деген болжамға негізделеді. Осындай болдам әрқашан дұрыс болмайды, әрқайсысы пайдалы сигналды бұрмалайтын үнемі қосылып тұратын фильтрлердің жинағы ЭКС рұқсат етілмейтін жалпы үлкен бұрмалауға алып келеді. Фильтрлерді параллель жалғау [**Ошибка! Источник ссылки не найден.**135,136] тиімдірек, бірақ мұндай жиынтық та нақты локальді бөліктерде кедергілерді тиімді бәсеңдетуді кепілдендірмейді. Сонымен қатар ЭКС әр түрлі бөліктерінде фильтрацияға әр түрлі талаптар қойылуы мүмкін.

ЭКС кедергілерді бәсеңдетудің тиімділігін және ЭКГ-диагностика жүйелерінің кедергіге төзімділігін жоғарылату үшін сүзгілердің және/немесе кедергілерді бәсеңдетудің берілген сапасын қамтамасыз ете отырып, сигналдың локальді бөліктерінде СКЖ тәуелді олардың параметрлерінің арасындағы байланысты өзгертетін фильтрлер жиынтығын пайдаланған дұрыс. Фильтрлерді осылай біріктіру қағидасын фильтрлерді адаптивті агрегациялау (ФАА) деп атаймыз.

Осылайша ФАА қағидасына сәйкес сигналдың әрбір локальді бөлігі (ЭКС немесе оның құраушысының) осы бөліктегі СКЖ сәйкес параметрлерімен және кедергіні бәсеңдету тиімділігіне қойылатын талаптарымен жеке нақты фильтрмен өңделеді.

Кедергілерді бағалау негізінде басқарумен бейсызыққ фильтрлерді адаптивті агрегациялау 26 суретте келтірілген.



Сурет 26 – ФАА негізіндегі көп құраушылы фильтр құрылымы

Тіркелген ЭКС (ЭКС+кедергі) сигнал сегментациясын, ақпараттық емес бөліктегі кедергіні және фильтр таңдауды басқаруды жүзеге асыратын бейсызық фильтрлер мен кедергілерді бағалау түйініне түседі. Локальді СКЖ сәйкес (кедергі түрі мен ЭКС локальді бөлігінің типімен) локальді бөлікте сигналды тиімді өңдеуді қамтамасыз ететін бейсызық фильтр таңдалынады.

2.2.2 Фильтрлерді адаптивті агрегациялау әдістері

Сигнал-кедергі жағдайының априорлы анықталмағандығын төмендету және ЭКС кедергіні бәсеңдету тиімділігін жоғарылату үшін пайдалы сигнал болмаған кезде кедергі бағасын қалыптастырған дұрыс. Бұл кезде келесі гипотезалар шығарылады.

1. ЭКС сегменттеуді кедергілердің айтарлықтай деңгейінде жүзеге асыруға болады (сигнал/кедергі қатынасы 10 дБ төмен болғанда), бұл кезде пайдалы сигнал мен кедергілердің қасиеттері туралы минималды априорлы ақпарат қажет.

2. ЭКС TP сегментінде тіркелетін барлық сигналдар кедергі болып табылады.

3. ЭКС TP сегментін бөлу осы бөлік үшін ғана емес, барлық ЭКС кардиоциклі үшін кедергіні бағалауға мүмкіндік береді. Бұл бір кардиоцикл барысындағы кедергілердің қасиеттері мен сипаттамаларының кардиналды өзгерістерінің ықтималдылығы төмен болатын жағдаймен байланысты, сондықтан бір кардиоцикл аясында кедергіні жоғары ықтималдылықпен стационар деп, ал бөлінген изосызық бөлігін – барлық кардиоциклдің нақты кедергі құраушысы деп есептеуге болады.

4. Фильтрлерді адаптивті агрегация қағидасына сәйкес ЭКС кедергіге төзімді өңдеу әдісі әзірленген (ФАА әдісі). ФАА әдісінде ЭКС локальді бөліктеріндегі СКЖ сәйкес жеке фильтрлерді баптау мен адаптивті іріктеу жүргізіледі.

QRS кешендерді анықтау сегментацияны жүргізуге, яғни ЭКС бір типті бөліктерге бөлуге мүмкіндік береді. Бұл кезде кедергі ғана бар бөлік бөлініп көрсетіледі (*TP* сегмент). Осы бөліктегі кедергінің бағасын барлық кардицикл үшін кедергі бағасы деп есептеуге болады. ЭКС әрбір локальді бөлігі үшін осы бөлік типі, кедергі түрі және кедергілерді бәсеңдету тиімділігіне талаптарға сәйкес фильтр таңдалынады. Кедергілерден фильтрленген локальді бөліктер ЭКС қалпына келтіру үшін бірге біріктіріледі. Қайтадан фильтрмен өңделген локальді бөлік ЭКС алдыңғы бөлігіне жалғанады.

$F_h(x^q)$ фильтрациядан өткен ЭКС x^q локальді q -ші бөлігін келесідей сипаттауға болады:

$$y_h^q = F_h(x^q) \quad (2)$$

бұл жерде y_h^q – ЭКС q -ші бөлігін h -ші фильтрмен фильтрлеу нәтижесі. Бұл кезде $F_h(x^q)$ ЭКС q -ші бөлігі үшін ε кедергі түріне, μ бөліктің типіне және η^μ осы бөлік үшін тиімділік критерііне тәуелді таңдалынады.

ЭКС қалпына келтіру келесі өрнекке сәйкес жүргізіледі

$$y = \langle y_h^q | y_h^{q+1} | y_h^{q+2} | y_h^{q+3} | \dots \rangle; \quad (3)$$

бұл жерде $|$ – конкатенация (жалғау) таңбасы.

Осылайша, ФАА негізінде ЭКС кедергіге төзімді өңдеу әдісі сигналды-кедергі жағдайына және ЭКС уақыттық локальді бөліктеріндегі кедергіні бәсеңдету тиімділігіне сәйкес осы бөліктерді фильтрациялауға негізделеді.

ФАА негізінде кедергіге төзімді өңдеу әдісінің аясында үш алгоритм әзірленген:

- QRS кешендерін анықтау алгоритмі;
- ЭКС сегменттеу алгоритмі [137];
- кедергіні бағалау және басқару алгоритмі [138]

2.2.3 Электрокардиосигналдардың QRS кешендерін анықтау алгоритмін әзірлеу

ЭКС автоматты талдаудың заманауи әдістерінің көпшілігінің негізі кедергілердің фонында QRS кешендерді анықтау болып табылады, яғни олардың уақыттық орналасқан орнын анықтау. QRS кешендердің орнының ретін анықтау нәтижесінде алынған мәлімет: жүрек жиырылуларының

жиілігін өлшеу, жүрек ырғағының түрленгіштігін; аритмияларды анықтау (соның ішінде өмірге қауіптілерін), ЭКС элементтерінің амплитуда-уақыттық параметрлерін өлшеу; ЭКС басқа элементтерін анықтау; биобасқрау (кардиобасқарылатын аспаптардың жұмысын синхрондау); сығу және кедергіні бәсеңдету мақсатында ЭКС сегменттеу үшін пайдаланылады.

QRS кешендерді анықтау алгоритмдері бірнеше ондаған жылдар бойы зерттеу және әзірлеу пәні болып табылады. Нақты уақыт режимінде ЭКС QRS кешендерін анықтау ерекше қызығушылық тудырады.

QRS кешендерді анықтау ЭКС цифрлы өңдеудің негізгі сатысы болып табылатындықтан, оларды анықтау сенімділігінің жоғарылауынан жүрек-тамыр жүйесінің ауруларын автоматты диагностикалау сенімділігінің жоғарылауы да тікелей тәуелді болады.

Өз кезегінде QRS кешендерді анықтау сенімділігі анықтау алгоритмдерінің кедергілерге, анықталатын кешен пішінінің және жүрек жиырылуларының жиіліктерінің өзгергіштігіне тұрақтылығымен анықталады.

ЭКС автоматты талдаудың көп жылдық әлемдік тәжірибесі QRS кешендерді кешендерді анықтаудың ақ гаусс шуы бар аддитивті қоспадағы пішіні белгілі сигналды классикалық анықтауға қарағанда қарапайым емес екендігін және әлдеқайда күрделі екендігін көрсетті. QRS кешендердің пішіні нақты пациенттің физиологиялық ерекшеліктеріне, ЭКС алу үшін электродтардың орналасуымен, жүрек-тамыр жүйесінің патологияларымен анықталады.

ЭКС әрбір жүзеге асыру QRS кешендердің жеке пішінімен (қалыпты және аномальді) сипатталады, сондай ақ нақты ЭКС жүзеге асырған кезде пішінінің баяу немесе секіріс тәрізді өзгерістері жүруі мүмкін.

Пациенттің еркін белсенділік режимінде ЭКС зерттеумен байланысты кейбір диагностикалық әдістемелерді жүзеге асырған кезде кедергілердің қарқындылығы да, QRS кешендердің өзгергіштігі де жоғарылайды. бұл жағдайларда QRS кешендерді анықтау үшін сигналдың корреляциялық, спектрлік, жиіліктік, уақыттық, ықтималдылық немесе құрылымдық сипаттамаларында жататын сигналдардың кедергілерден бірқатар айрықша белгілерін ескеру қажет болады.

Өзгергіштікке қарамастан, қарапайым QRS кешендердің конфигурацияларында бақыланатын жалпы заңдылықтар бар:

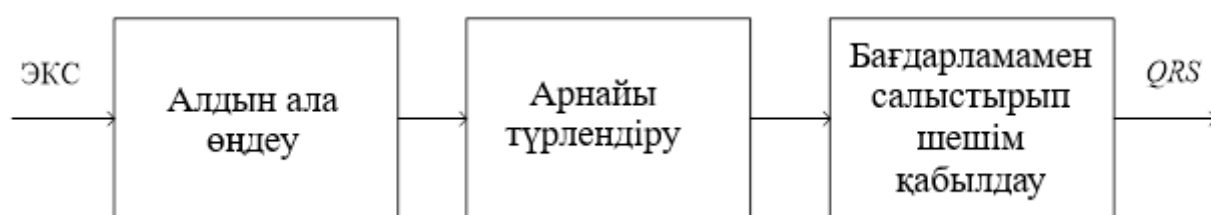
- QRS кешендердің негізгі энергиясы шамамен 12 Гц жиілікте 2 бастап 20 Гц дейінгі жиіліктер аумағында шоғырланған;
- QRS кешендер белгілі бір құрылымға ие болады;
- әрбір қарапайым импульстің пішіні үшбұрышты немесе қоңырау тәрізді пішінге ұқсас;
- QRS кешендердің амплитудасы 0,6–4,1 мВ диапазонда жатады;
- QRS кешендердің ұзақтығы 50–80 мс диапазонда жатады.

Аномальді QRS кешендер пішінінің қарапайым кешендерден ерекшелігімен, деформациясымен, ұзақтығының 80 мс астам ұлғаюымен сипатталады.

QRS кешендерді анықтау жағдайының сенімділігінен басқа, анықтау алгоритмдерінің маңызды параметрі *QRS* кешеннің өзін анықтаған жағдайда оның уақыттық орналасқан орнын анықтау дәлдігі болып табылады. Әсіресе бұл параметр зерттелінетін ЭКС әр түрлі кластың *QRS* кешендері болған кезде маңызды болады.

Бірнеше тізбекті сатылар түрінде ЭКС *QRS* кешендерді анықтау алгоритмін қарастырайық (Сурет 27):

- кедергі және ақпараттық элемент фонында сигналды бөлу мақсатында оны алдын ала өңдеу;
- *QRS* кешенге сәйкес келетін моноимпульсті қалыптастыруды қамтасыз ететін арнайы түрлендіру;
- моноимпульсті табалдырықтармен салыстыру және шешім қабылдау.



Сурет 27 – ЭКС *QRS* кешендерін анықтаудың жалпыландырылған құрылымы

27 суретте келтірілген құрылым жеткілікті жалпыландырылған және карапайым болғанымен, дегенменде *QRS* кешендерді анықтау алгоритмдерінің барлығын осы түрде көрсетуге болады. Алдын ала өңдеу сатысында әдетте өткізу жолағын шектейтін және ары қарай өңдеу үшін жағдай жасайтын сызықты жиілікті филтрлердің жиынтығы қолданылады. Арнайы түрлендіру сатысында жоғары сенімділікпен *QRS* кешендерді анықтауға мүмкіндік беретін моноимпульстің қалыптасуын қамтамасыз ететін бейсызық процедураларды қолданған дұрыс. Осы сатыда квадраттау және интегралдау (сырғанаушы терезедегі санақтарды қосу) сияқты операцияларды кеңінен қолданады.

Табалдырықтармен салыстыру және шешім қабылдау сатысында алдыңғы сатыда алынған моноимпульс анықтаудың шешуші ережелеріне сәйкес табалдырықтармен салыстырылады. Екінші сатының шешуші анықтау ережесін жасауда маңызды және анықтаушы екендігі анық.

Жалпы жағдайда ЭКС және олармен бірге жүретін кедергілер кездейсоқ процестер болып табылады. Осыдан *QRS* кешендерді анықтау алгоритмдерін әзірлеген кезде математикалық статистика әдістерін қолданған дұрыс екендігі шығады.

Кедергілер фонында сигналды анықтау міндеті таралудың екі типін – гипотезалық $G(x)$ және альтернативті $F(x)$ ажырату статистикалық міндеті болып табылады. Сигналдарды анықтаған кезде ыңғайлы әдістердің бірі статистикалық гипотезаларды тексеру әдісі болады. Статистикалық гипотеза

іріктемелі сипаттамалар бойынша тексеруге болатын ықтималдылық терминдерімен көрсетілетін іріктемелердің салыстырылатын параметрлеріне қатысты болжам болады.

Кедергі фонында сигналды анықтау міндеті $\xi(t)$ кедергі немесе сигнал $s(t)$ мен кедергінің $\xi(t)$ комбинациясы болатын $x(t)$ бақыланатын процесті өңдеу алгоритмін анықтаудан тұрады. Статистикалық тұжырымдауға сәйкес анықтау міндеттері, анықтаушыға түсетін кіріс мәліметтері белгілі бір таралу ықтималдылығына ие X_t іріктеу мәндерінің жиынтығы ретінде қарастырылады. X_t массивтің қасиеттері туралы априорлы мәліметтердің негізінде сигнал жоқ болған және бар болған жағдайларда сәйкесінше сыналатын (нольдік) H_0 және альтернативті H_a статистикалық гипотезалар қалыптасады, яғни X_t ықтималдылық таралу түрі туралы қандай да бір болжамдар қалыптасады. Осы болжамдарды нақтылау және қабылданған сапа критеріінің дәрежесіне тәуелді шешуші ереже $V(X_t)$, яғни кіріс мәліметтерінен қандай да бір функционал және C табалдырықты константа таңдалынады. Шешім $V(X_t)$ мәндерін C табалдырықпен салыстыру арқылы қабылданады. Егер $V(X_t) \geq C$ болса, онда альтернативті гипотезаға H_a қарай шешім қабылданады, яғни сигналдың бар екендігі туралы, қарама қарсы жағдайда – сыналатын (нольдік) гипотезаға H_0 қарай, яғни іріктеуде сигналдың жоқ екендігі туралы шешім қабылданады.

ЭКС өндеген кезде негізінен сигналдар мен кедергілердің гаусстық модельдері пайдаланылады. Алайда мұндай модельдер көптеген шынайы жағдайлар үшін бар болғаны ыңғайлы математикалық идеалдандыру, ал көпшілік жағдайда ЭКС зерттегенде сигналдар мен кедергілер гаусстық болып табылмайды. Дәстүрлі түрде статистикалық гипотезаларды тексеру үшін параметрлік критерилерді пайдаланады, алайда оларды ЭКС зерттеу үшін қолдануды шектейтін бірнеше факторлар бар:

- кіріс мәліметтерінің гаусттық таралуда сенімсіздігі
- өңдеу үшін қолжетімді іріктеу көлемінің аздығы (егер іріктеу өте аз және 10–30 мәнді құраса, онда қалыптылыққа негізделген критериді айнымалы нақты қалыпты таралуға ие деген сенімділік болғанда ғана пайдалану керек, алайда аз іріктемеде мұндай болжамды тексеру қиын);
- сигнал санақтарын алған кезде немесе интервалды емес реттік шкалада өлшеуді орындағанда өлшеу дәлдігінің төмендігі.

Осыдан таралуы белгісіз айнымалылаы бар көлемі кішкентай «сапасы төмен» іріктемелердің мәліметтерін өндеуге мүмкіндік беретін статистикалық процедураларды қолдану қажеттілігі анық болады. ЭКС өндеген кезде тәжірибеде жиі орын алатын осы жағдайлар үшін қызықтырушы шаманың іріктемелі таралуын сипаттаған кезде параметрлер бағасына (математикалық күтім немесе ОКҚ сияқты) негізделмейтін арнайы параметрлік емес әдістерді қолданған дұрыс. Сондықтан осындай әдістерді параметрлерден еркін немесе еркін таралған деп атайды.

Сигналдарды анықтаудың параметрлік емес алгоритмдерін кіріс мәліметтерінің функционалды түрі белгісіз, сигнал бар кездегі және жоқ

болғандағы жағдайлардың арасындағы жалпы айырмашылықтар ғана берілген кезде қолданады. Бұл алгоритмдерді бақыланатын шамалардың сигналдарының мәндерін емес, олардың реттелуінің қандай да бір пішінін, бақылау нәтижелерінің заңдылығын анықтау үшін, пайдаланады. Параметрлік емес анықтағыштарды синтездеген кезде пайдаланылатын априорлы ақпарат сандық сипатқа қарағанда сапалық сипатқа ие.

Параметрлік емес анықтау әдістерінде жүйе сипаттамаларын оңтайландыруға емес, олардың функцияландыру шарттарына сезімталсыздығын қамтамасыз етуге басты назар аударылады. Параметрлік емес статистиканы пайдалану зерттеу процесінде кіріс мәліметтерінің таралуының өзгерістеріне алгоритмдердің инварианттылығын қамтамасыз етеді. Параметрлік емес процедуралардың инвариантты қасиеттері кіріс ақпаратының артықтылығын қысқартатын X_t іріктемелі мәндердің S массивін қандай да бір инвариантты түрлендіру есебінен қол жеткізіледі. Осы түрлендіру нәтижесінде элементтерінің таралуы ($\Theta = 0$) сигнал жоқ болғанда нақты белгілі және кедергілердің кез келген таралуында өзгермейтін $Z_t = SX_t$ жаңа массив түзіледі. Сигнал пайда болғанда Z_t массивінің таралу инварианттылығы бұзылады, бұл сигналды анықтау критеріі болып табылады.

2.2.4 Кедергіні бағалау және басқару алгоритмін әзірлеу

Кедергі таралуының қалыпты таралу заңынан ауытқу шамасы бойынша ығысудың робастты бағаларына негізделген және таралудың импульсті кедергілерге, аномальді шығарылуларға және т.с.с. негізделген қалыпты заңнан ауытқуларға тұрақтылығы жоғары фильтрация процедуралары тиімді болады.

ЭКС TP сегментіне сәйкес келетін және оның түрін анықтауға негізделетін (бұл жағдайда гаусс таралуы немесе «ұшы ауыр» таралу туралы айтылып жатыр) бөліктегі кедергіні бағалау есептеу және робастты эксцесс коэффициентінің табалдырығымен салыстыру негізінде жүзеге асырылған

$$k = (z_{75} - z_{25}) / (2(z_{90} - z_{10})), \quad (4)$$

бұл жерде z_l зерттелінетін іріктеменің l -ші процентилен білдіреді.

Зерттелінетін іріктеме үшін 100 санақта (ЭКС дискреттеу жиілігі 500с санақта 200 мс құрайды, бұл TP сегментінің ұзақтығынан аспайды) процентилендер іріктеудегі санақтардың сәйкес реттік статистиктерімен алмастырылуы мүмкін

$$k = (z^{75} - z^{25}) / (2(z^{90} - z^{10})), \quad (5)$$

бұл жерде z^l – зерттелінетін іріктемелің l -ші реттік статистикасы (ранжирленген қатардағы l -ші санақтың мәні). Гаусстық таралуға сәйкес келетін мәліметтер іріктемелері үшін k шамамен 0,26 тең. k мәні «ұштары ауыр», импульстік кедергілерге, аномальді шығаруларға және т.с.с. негізделген іріктемелер үшін төмендейді. Жүргізілген зерттеулер нәтижесінде $C=0,25$ табалдырық мәні таңдалынды, бұл кезде $k < C$ кедергінің таралуында «ауыр ұштарының» болатындығын білдіреді.

Фильтрді таңдауды басқарған кезде СКЖ жиынтығын бірнеше кішкентай жиынтықтарға бөледі, олардың әрқайсысы үшін алдын ала тиімді фильтр таңдалынады. Мысалы, СКЖ барлық жиынтығын 4 кіші жиынтыққа 8 кестеге сәйкес бөлейік және әрбір кіші жиынтық үшін тиімді фильтрді таңдайық.

Кесте 8 – ЭКС бөліктері, кедергілер және таңдалған фильтрлер

ЭКС бөлігі	Кедергі түрі	Таңдалған фильтр
TP сегмент	Гаусстық	F1
$PQRST$ кешен		F2
TP сегмент	«ауыр ұштары» бар	F3
$PQRST$ кешен		F4

Келтірілген мысал үшін (кесте 8) ЭКС y_h^q фильтрациядан өткен q -ші бөлігі x^q келесідей сипатталады:

$$y_h^q = \begin{cases} y_{F1}^q, & \text{если } (x^q \in T^{TP}) \text{ И } (k > C), \\ y_{F2}^q, & \text{если } (x^q \in T^{PQRST}) \text{ И } (k > C), \\ y_{F3}^q, & \text{если } (x^q \in T^{TP}) \text{ И } (k < C), \\ y_{F4}^q, & \text{если } (x^q \in T^{PQRST}) \text{ И } (k < C); \end{cases} \quad (6)$$

бұл жерде k – «ұшының ауырлық» параметрі, C – табалдырық.

6 өрнектің негізінде фильтрлерді таңдауды басқару үшін шешуші ережені жазамыз

$$F = \begin{cases} F1, & \text{если } (x^q \in T^{TP}) \text{ И } (k > C), \\ F2, & \text{если } (x^q \in T^{PQRST}) \text{ И } (k > C), \\ F3, & \text{если } (x^q \in T^{TP}) \text{ И } (k < C), \\ F4, & \text{если } (x^q \in T^{PQRST}) \text{ И } (k < C). \end{cases} \quad (7)$$

Осылайша, ФАА әдісін жүзеге асыру негізі болып табылатын кедергінің бағалау және фильтрлерді таңдауды басқару алгоритмі әзірленді. Алгоритмнің ары қарай дамуы локальді бөліктердің таралуы және ЭКС жеке ұсақ бөліктеріне жеке фильтрлерді қолдану болып табылады.

2.2.5 Жеке фильтрлерді таңдау, жүзеге асыру және зерттеу

Сынауға арналған фильтрлерді таңдау. ЭКС кедергіні бәсеңдету сапасын сапалы (визуалды) бағалауға негізделген жүргізілген зерттеулер ФАА негізінде көпқұраушылы фильтрде қолдану үшін бірқатар бейсызық фильтрлерді таңдауға мүмкіндік берді. Бірінші кезекте Савицкий-Галей фильтрі (СГФ) туралы айтылып отыр. Полиномиаль тегістегіш фильтрлер немесе квадраттық қателігі минималды тегістегіш фильтрлер деп аталатын тегістегіш СГФ квадраттық қателіктің минимум критеріі бойынша кіріс сигналы терезесінде полиномиал аппроксимацияны жүзеге асырады. Осы мағынада олар оңтайлы болады. СГФ әдетте спектрлері кең (шусыз) шулы сигналдарды «тегістеу» үшін пайдаланады. Бұл кезде тегістегіш СГФ шумен бірге сигналдың ЖЖ айтарлықтай бөлігін бірге жою басымдылығына ие рекурсивті емес қарапайым орташаландыратын фильтрлерге қарағанда әлдеқайда жақсы жұмыс істейді. СГФ сигналдың жоғары жиілікті құраушыларын жақсы сақтайды, бірақ қарапайым рекурсивті емес фильтрлермен салыстырғанда шуды бәсеңдетуді нашар қамтамасыз етеді. Терезесінің өлшемі 10 болатын кубтық СГФ пайдаланылған (тегістеу үшінші ретті полиноммен жүргізіледі).

СГФ бірге таралу ығысуын робастты бағалау негізіндегі фильтрлер алынды: Ходжес-Леман фильтр (ХЛФ), КИХ-гибридтік медианалық фильтр (КГМФ), α -кесілген фильтр (АУФ).

ХЛФ жұмысы робастты R-бағаны – Ходжес-Леман бағасын есептеуге негізделеді. n жұп болғанда ол төмендегі түрге ие болады:

$$X_{HL} = med \left\{ X_1; X_2; \dots; X_n; \frac{X_1 + X_n}{2}; \frac{X_2 + X_{n-1}}{2}; \frac{X_{n/2} + X_{(n+2)/2}}{2} \right\} \quad (8)$$

Сынау үшін терезелерінің өлшемі 5 ХЛФ таңдалған.

Біртекті бөліктерде гаусс шуларын жақсы бәсеңдету үшін КИХ-гибридтік медианалық фильтрді (КГМФ) қолданған дұрыс. Фильтр терезесі (апертура) бірнеше субапертуралардан тұрады. Әрбір (немесе бірнеше) субапертураларда классикалық сызықты КИХ-фильтр (субфильтр) жүзеге асырылады. Келесі сатыда субапертуралардағы фильтрация нәтижелерінен медиана есептелінеді. Стандартты КГМФ үшін өрнек келесі түрге ие болады:

$$y(n) = Med \{ \Phi_L(x(n)); \Phi_C(x(n)); \Phi_R(x(n)) \}, \quad (9)$$

бұл жерде $\Phi_L(x(n))$, $\Phi_R(x(n))$ – $x(n)$ центрлік санаққа дейін (сол жақта) және кейін (оң жақта) орналасқан санақтарды өңдеу үшін екі ұқсас КИХ-субфильтрлердің шығыс мәндері; $\Phi_C(x(n)) = x(n)$ – өлшемі N сырғанаушы терезенің центрлік орнына сәйкес келетін кіріс сигналының мәні. Терезесінің өлшемі 11 және 10 фильтр шамасындағы КГМФ таңдалған.

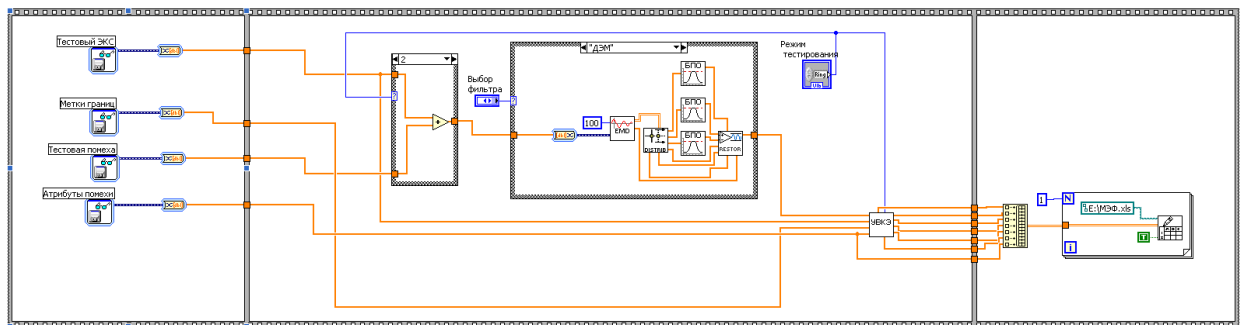
АКФ жұмысы робасты L-бағаны – α -кесілген орташаны (α -trimmed) есептеуге негізделеді. Бұл жағдайда робасттылық қасиеті реттік нөмірлері $\left[\frac{n}{2} - N_{\alpha_1}; \frac{n}{2} + N_{\alpha_2} \right]$ интервалға түсетін мәндерді ғана орташаландыру есебінен қамтамасыз етіледі, бұл жерде N_{α_1} және N_{alpha_2} – кесу параметрлері:

$$X_{\alpha} = \frac{1}{N_{\alpha_1} + N_{\alpha_2} + 1} \sum_{i=\frac{n}{2}-N_{\alpha_1}}^{i=\frac{n}{2}+N_{\alpha_2}} X_{(i)} . \quad (10)$$

Терезесінің өлшемі 9 болатын АКФ таңдалған.

Бейсызық фильтрлерден басқа салыстыру үшін 2 ретті сызықты Баттерворт фильтрі пайдаланылған (кесу жиілігі 40 Гц).

Барлық таңдалған фильтрлер блок-диаграммасы 28 суретте көрсетілген LabVIEW жүйеде модельденген. 1 режимде σ_y қалдық кедергінің және әр түрлі фильтрлер үшін μ кедергілерді бәсеңдету коэффициентінің ОКҚ анықталды. Екінші және үшінші режимдерде сынақ ЭКС бұрмаланулары анықталды $\sigma_{ДО}$, $z_{\max}$, $z_{\min}$ және $\bar{\sigma}_{ДО}$, $\bar{z}_{\max}$, $\bar{z}_{\min}$. Сынақ нәтижелері 9-11 кестелерге енгізілген.



Сурет 28 – Кедергілерді бәсеңдету алгоритмдерін сынау үшін арналған виртуалды аспап үшін блок-диаграмма

Виртуалды аспап MS Excel файлдар түрінде сақталатын әр түрлі фильтрлер үшін тиімділік матрицаларын жеткілікті түрде оңай және жылдам қалыптастыруға мүмкіндік береді. Түрі мен қарқындылықтары әр түрлі кедергілер үшін тиімділік бағасының жиынтығы болып табылатын алынған МЭФ ЭКГ-диагностика жүйелері үшін кедергілерді бәсеңдететін ең тиімді процедураларды таңдауға (талаптар мен шектеулерге сәйкес) және берілген сенімділікпен автоматты қорытындыларды қалыптастыруды қамтамасыз етуге мүмкіндік береді.

1 режимде фильтрлердің әрқайсының кірісіне төрт типті кедергілер берілді (модели Gauss, Multi2, Multi3, Mix0,1). Әр түрдегі 10000 санак

бойынша 10 іріктеме генерацияланды (нольдік математикалық күтімі және жалғыз дисперсиясы бар). Нәтижелер 9 кестеге енгізілді.

Кесте 9 – 1 режимде фильтрлерді сынау нәтижелері

Модель	Критеріі	СГФ	ХЛФ	АКФ	АККГМФ	ФБ
Gauss	σ_y^2	0,058	0,195	0,042	0,044	0,093
	μ	17,24	5,13	23,81	22, 73	10,75
Multi2	σ_y^2	0,057	0,097	0,033	0,029	0,089
	μ	17,67	10,31	30,30	34,48	11, 24
Multi3	σ_y^2	0,080	0,074	0,056	0,037	0,124
	μ	12,5	13,51	17,86	27,03	8,06
Mix0,1	σ_y^2	0,260	0,258	0,166	0,128	0,419
	μ	3,85	3,88	6,02	7,81	2,39

2 режимде осы фильтрлердің кірістеріне кедергісіз сынақ ЭКС берілді, нәтижелер 10 кестеге енгізілді.

Кесте 10 – Жеке фильтрлермен өндеген кезде сынақ ЭКС бұрмалануы

Критеріі	СГФ	ХЛФ	АКФ	АККГМФ	ФБ
$\sigma_{до}$	8,329	11,921	34,847	15,923	4,04
z_{max}	40.538	4.825	113.825	39.383	8,18
z_{min}	-30.15	-62.75	-58.179	-61.522	-11,22

3 режимде осы фильтрлердің кірістеріне кедергілері әр түрлі сынақ ЭКС берілді (Gauss, Multi2, Multi3, Mix0,1 модельдері), кедергілердің ОКҚ 20. Сынау нәтижелері 11 кестеде келтірілген.

Кесте 11 – Сынақ ЭКС қоспасының кедергілермен бұрмалануы (ОКҚ =20)

Модель	Критеріі	СГФ	ХЛФ	АКФ	АККГМФ	ФБ
Gauss	$\bar{\sigma}_{до}$	10,018	15,512	34,796	17,534	40,319
	$\bar{z}_{max}$	52,002	34,25	114,968	58,881	147,747
	$\bar{z}_{min}$	-35,454	-82,5	-63	-58,5	-170,693
Multi2	$\bar{\sigma}_{до}$	11,516	16,283	36,932	18,474	42,378
	$\bar{z}_{max}$	44,047	21,75	113,111	44,611	143,398
	$\bar{z}_{min}$	-38,356	-101,25	-66,286	-71,101	-178,955
Multi3	$\bar{\sigma}_{до}$	8,465	12,338	34,677	15,607	41,213
	$\bar{z}_{max}$	45,163	9,5	116,968	45,512	144,146
	$\bar{z}_{min}$	-31,738	-65	-61,75	-63,125	-173,477
Mix0,1	$\bar{\sigma}_{до}$	9,961	13,722	35,3812	16,948	41,449

	$\bar{z}_{\max}$	46,065	13,25	111,968	52,274	147
	$\bar{z}_{\min}$	-34,128	-101,5	-63,179	-64,125	-181,606

Электрокардиосигналдарды локальді-адаптивті фильтрация үшін жеке фильтрлерді таңдау. Фильтрлерді сынау нәтижелері бойынша ЭКС ақпараттық бөлігінде бұрмалану минималды болатын фильтрлерді, ал ЭКС ақпараттық емес бөліктерінде – бәсеңдету коэффициенті жоғары фильтрлерді қолданған жұрыс.

ЭКС гаустық кедергілер әсер кеткен кезде (модель Gauss) ЭКС ақпараттық бөлігінде медианалық фильтрді, ал ЭКС ақпараттық емес бөлігінде – АКФ қолдану ұсынылады.

ЭКС гаусттық емес кедергі әсер еткен кезде ЭКС ақпараттық бөлігінде медианалық фильтрді, ал ЭКС ақпараттық емес бөлігінде – АККГМФ немесе медианалық фильтрді (модельге байланысты) қолданған дұрыс.

ЭКС әр түрлі бөліктері мен модельдер үшін жеке фильтрлерді таңдау нәтижелері 13 кестеге енгізілген.

Кесте 13. – ЭКС әр түрлі бөліктері және кедергілердің модельдері үшін жеке фильтрлерді таңдау

ЭКС бөлігі	Кедергі түрі (моделі)	Таңдалған фильтр
TP-сегмент	Gauss	АКФ
PQRST-кешен		Med5
TP-сегмент	Multi2	АККГМФ
PQRST- кешен		Med5
TP-сегмент	Multi3	АККГМФ
PQRST- кешен		Med5
TP-сегмент	Mix0,1	Med5
PQRST- кешен		Med5

Осылайша, ЭКС бөлігінің екі типі үшін және кедергілердің төрт моделі үшін фильтрлер таңдалған. Таңдау кезінде: ЭКС ақпараттық бөліктерінде бұрмалану минималды, ал ақпараттық емес бөліктерінде – кедергілерді бәсеңдету дәрежесі жоғары фильтрлерді таңдайтын стратегия пайдаланылды.

2 тарау бойынша қорытындылар

1. Төмендегілерді қамтамасыз ететін инвазивті емес кардиодиагностика жүйесі әзірленді:

– кедергіге жоғары төзімділікті, пациенттің еркін белсенділік жағдайында автоматты қорытындылардың сенімділігін кепілдендіретін;

– ЭКС үш деңгейлі талдауды: КК автоматты шұғыл-талдау («Автономды» режимі), КК автоматты дифференцирленген талдау («кардиоанализатор-сервер» режимі), кардиолог дәрігердің АЖО қолданып толық дәрігерлік талдау («кардиоанализатор-сервер-дәрігер» режимі);

– критикалық күй жағдайында пациентке шұғыл медициналық көрсетуді қамтамасыз ететін оның орналасқан орнын анықтау;

– критикалық күй жағдайы анықталғанда пациенттің орналасқан орнына жедел жәрдем шақыру;

– пациент туралы мәліметтерді енгізу және өзгерту;

2. Фильтрлерді адаптивті агрегациялау қағидасының негізінде көп құраушылы фильтр құрылымы әзірленді.

3. Электрокардиосигналдарды адаптивті филтрлеу әдісін жүзеге асыру аясында әр түрлі сигнал-кедергі жағдайлары үшін сынақ және жеке филтрлерді таңдау жүргізілді.

3. ИНВАЗИВТІ ЕМЕС КАРДИОДИАГНОСТИКАЛЫҚ ЖҮЙЕНІ ЖҮЗЕГЕ АСЫРУ ЖӘНЕ ЭКСПЕРИМЕНАЛДЫ ЗЕРТТЕУ

3.1 Инвазивті емес кардиодиагностикалық жүйе үшін портативті кардиоанализаторды әзірлеу

Кардиодиагностикалық жүйе үшін ЭКН қашықтықтан мониторинг функциясы бар портативті мобильді кардиоанализатордың платформасын әзірлеген кезде бірнеше шартты орындау қажет:

- еркін қозғалыс белсенділік жағдайында қолдану мүмкіндігі;
- қоректендіру бойынша ұзақ автономдылық;
- бірнеше каналдар бойынша ЭКС алуды қамтамасыз ету (4-8 каналдар);
- ЭКС алғашқы ретті шұғыл-талдау жүргізу мүмкіндігі және пациенттің жүрегінің критикалық жағдайы кезінде жедел жәрдем қызметін шақыру мүмкіндігі;
- жүйенің кедергіге төзімділігін қамтамасыз ету;
- медициналық ақпараттық жүйелермен (МАЖ) интеграция мүмкіндігі.

3.1.1 Портативті мобильді кардиоанализатордың функционалды сызбасын әзірлеу

Жоғарыда келтірілген талаптар мен көзделген функциялардан портативті мобильді кардиоанализатордың нақты қолдану жағдайлары үшін оған міндеттелген функционалды сызбаны қарастырайық:

1) Портативті мобильді кардиоанализатор өздігімен ЭКС алғашқы ретті шұғыл-талдау жүргізу үшін жеткілікті өнімділікпен төмен тұтынатын микроконтроллерге негізделуі керек.

2) Кардиоанализатордың аналогты-цифрлы түрлендіргіші (АЦТ) көп каналды болуы керек (4-8 канал) және кіріс сигналдарды сапалы алуды қамтамасыз ету керек.

3) АЦТ 50 Гц өнеркәсіптік электрлік қоректену торабының кедергілерін фильтрлеу үшін кіріс сигналдармен жабдықталуы керек.

4) Портативті мобильді кардиоанализатор нақты орналасқан орынды анықтау үшін жерсерікті навигация модулімен жабдықталуы керек.

5) Портативті кардиоанализатор жазылған ЭКС медициналық ақпараттық жүйенің (МАЖ) серверіне жіберу үшін GPRS модулімен жабдықталуы керек.

6) Портативті кардиоанализаторда ағымдағы ЭКС жазу мүмкіндігі үшін энергияға тәуелді жедел жад модуліне ие болуы керек.

7) Портативті кардиоанализаторда барлық жинақталған ЭКС базасын жүргізу мүмкіндігі үшін үлкен көлемдегі энергияға тәуелді жад модуліне ие болуы керек.

8) Портативті кардиоанализатор сыртқы қорек көзінен, сонымен бірге кіріктірілген аккумулятордан әмбебап қоректендірумен жабдықталуы керек.

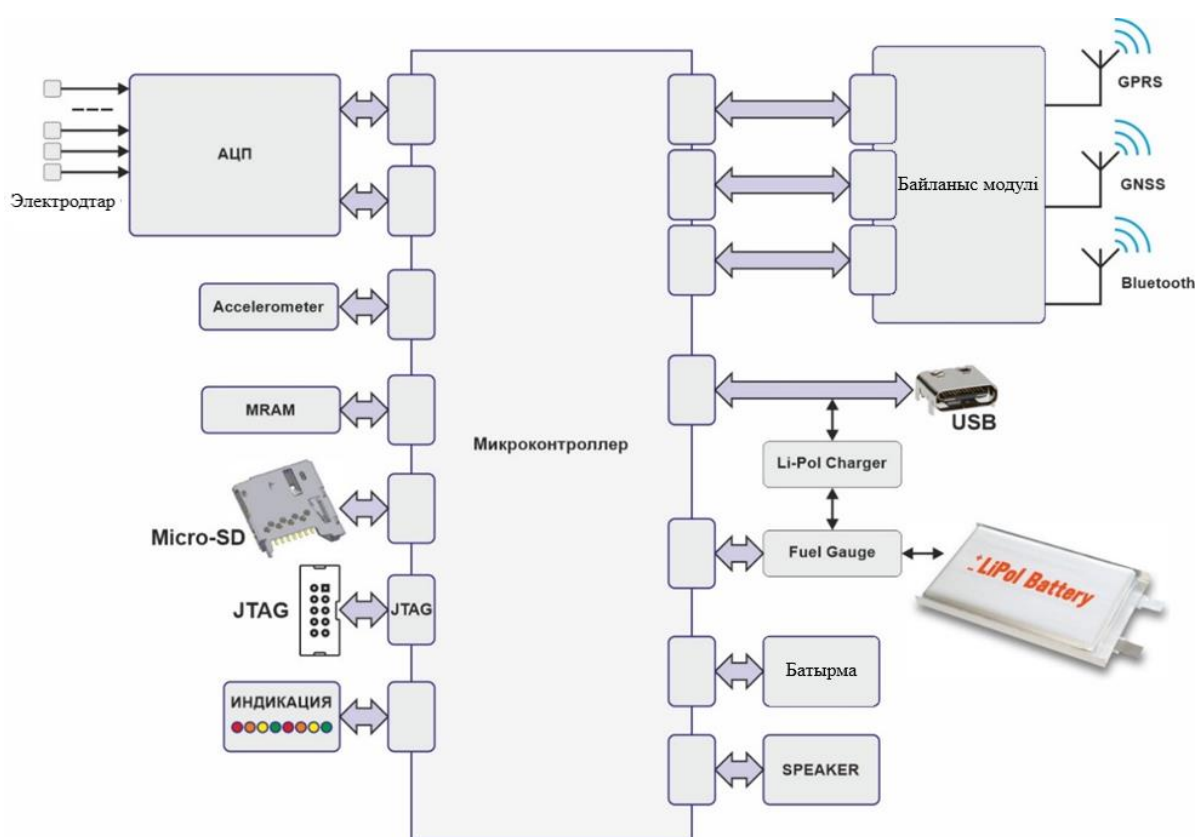
9) Кардиоанализатор қоректі қосу-өшіру батырмасымен жабдықталуы керек.

10) Кардиоанализатор функционалында дербес ұялы телефонымен байланыс үшін Bluetooth контроллер болуы керек.

11) Кардиоанализаторда пациенттің қозғалыссыз болғанын немесе құлап қалғанын анықтау үшін акселерометрмен жабдықталған.

12) Кардиоанализатор айналадағыларға критикалық жағдай туралы хабарландыру үшін динамикпен жабдықталуы керек.

29 суретте әзірленген портативті мобильді кардиоанализатордың блок-схемасы толық келтірілген.



Сурет 29 – Кардиоанализатордың функционалды блок-схемасы

Портативті мобильді кардиоанализатордың негізгі элементі микроконтроллер болып табылады. ЭКС алу үшін АЦТ микроконтроллерге деректерді жіберетін тізбектей канал бойынша қосылады. АЦТ микроконтроллерден қоректендіру желілері және жүйенің қалған цифрлық құраушылары бойынша өтетін кедергілерді төмендету үшін тәуелсіз қоректендірумен қамтамасыз етілуі керек.

Ағымдағы ЭКС жедел мәліметтерді жазу үшін микроконтроллерге MRAM энергияға тәуелді жылдам жад блогы қосылуы керек. ЭКС бойынша деректерді ары қарай жинау және ұзақ уақытты сақтау үшін

микроконтроллерге энергияға тәуелді 32 Гб дейінгі Flash-карта салуға болатын MicroSD Flash-жад санағышы түріндегі сыртқы жинақтағыш қосылуы керек.

Пациенттің құлауын немесе қозғалыссыз қалуын анықтау үшін соққыларды, құлауды және қозғалыссыз жағдайды тіркейтін MEMS-акселерометрмен жабдықталған.

Портативті кардиоанализаторды қоректендіру кіріктірілген аккумуляторды зарядтау сияқты сыртқы қоректендіру көзінен жүргізіледі.

Зарядты құрылғы аккумуляторларға қызмет көрсету бойынша ережелерге сәйкес литий-полимерлі аккумуляторды дұрыс зарядтауды және ары қарай өшіруді қамтамасыз етеді. Портативті автономды құрылғыларға қойылатын талаптарға сәйкес портативті кардиоанализатор қоректендіруді қосу батырмасын басқаратын контроллермен жабдықталған, онымен қоректі беруді қолмен басқару қамтамасыз етіледі. Сонымен бірге портативті кардиоанализаторды қоректендіру жүйесі аккумулятор зарядының ағымдық жағдайы туралы мәліметтерді микроконтроллерге жіберу және жазу мүмкіндігімен аккумулятордың қалған зарядын анықтайтын құрылғымен жабдықталған.

Медициналық жедел жәрдем қызметімен байланыс үшін, сонымен бірге медициналық ақпараттық жүйенің (МАЗ) серверіне ЭКС мәліметтерін жедел жіберу үшін портативті кардиоанализатор GPRS байланыс модулімен жабдықталған.

ЭКС деректерін сыртқы мобильді телефон арқылы жіберетін жағдайда портативті кардиоанализатор Bluetooth модульмен жабдықталған.

Сондай ақ кардиоанализатор пациенттің нақты орналасқан орнын анықтау үшін жер серіктік GNSS модулімен жабдықталған.

Портативті мобильді кардиоанализатордың жұмысын визуалды басқару жүйесі екі үштүсті және бір біртүсті жарық диодтарында орындалған. Бір жарық диоды заряд құрылғысының жұмысын визуализациялауды қамтамасыз етеді және «Сыртқы қоректендіруді қосу», «Аккумуляторды зарядтау» және «Аккумулятор зарядының аяқталуы» режимдері туралы сигнал береді.

Екінші үш түсті жарық диоды микроконтроллерге тікелей қосылған және бағдарламамен басқарылады.

Бір түсті жарық диоды GPRS модуліне қосылған және ғаламтормен қосылу және сервермен мәліметтермен алмасу режимдері туралы сигнал береді.

3.1.2 Өзірленетін портативті мобильді кардиоанализатор үшін элементтік базаны таңдау

Өзірленетін портативті мобильді кардиоанализатор үшін элементтік базаның барлық құраушылары төменде көрсетілген шарттарға сәйкес таңдалынды:

- энергияны аз тұтыну;
- өнімділігі ең жоғары;

- функционалдылығы ең жоғары;
- SMT монтаждауға арналған корпус;
- нарықта қолжетімділігі;
- бағасы ең төмен;

Ұқсас құраушылар тобынан жоғарыда аталған сипаттамаларының жиынтығы ең жақсы құраушы таңдалынды.

АЦТ ретінде пайдалану үшін микросхеманы таңдаған кезде келесі микросхемалар қарастырылды:

- HM301D (өндірушісі – ST Microelectronics) [139],
- ADS1298 (өндірушісі – Texas Instruments) [140],
- ADAS1000 (өндірушісі – Analog Devices) [141,142],
- MAX30003 (өндірушісі – MAXIM) [143,144].

Жоғарыда келтірілген критерилер бойынша оңтайлы таңдау ADS1298 (өндірушісі – Texas Instruments) болды.

Осы микросхема каналдардың көп болуымен ерекшеленеді (8 дана). Әр канал жеке АЦТ жабдықталған, яғни мультиплекстеу схемасы пайдаланылады.

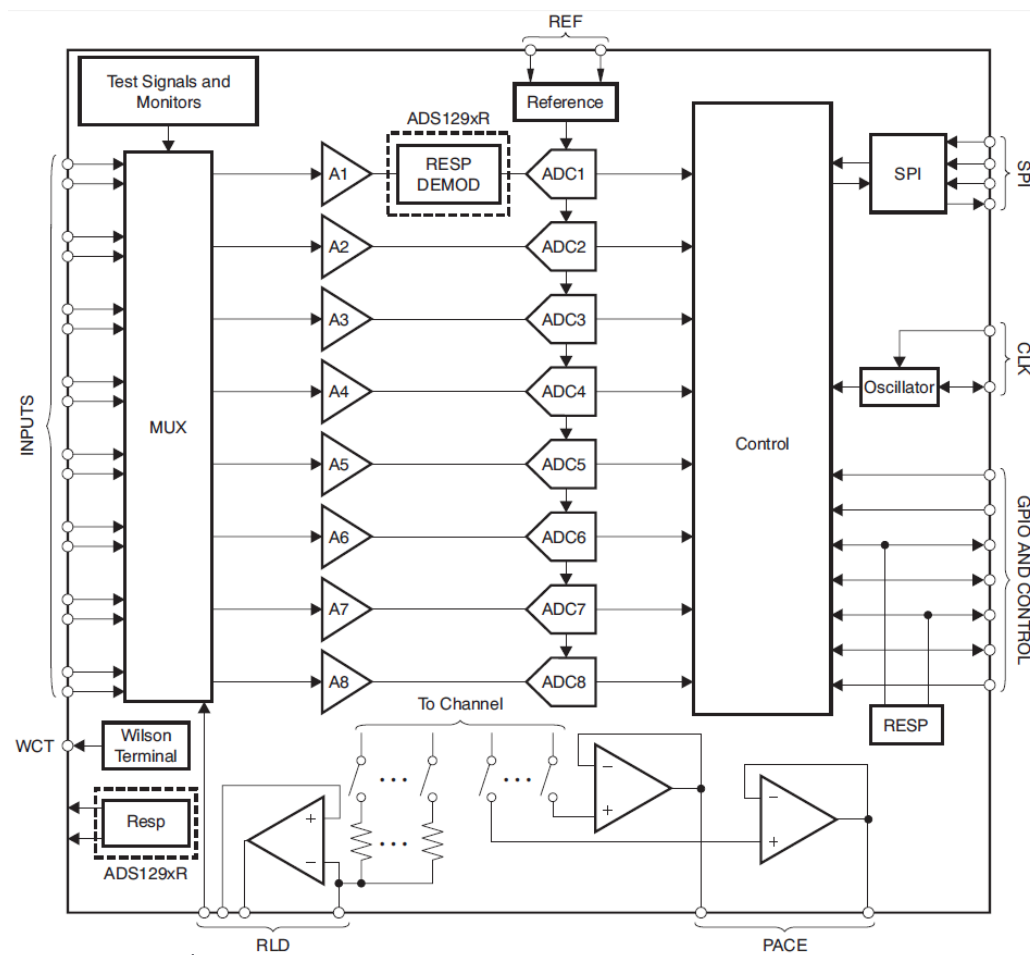
ADS1298 дизайнды қарапайым түрге келтіру үшін және төмендегілерді қосқанда ECG және EEG аналогты интерфейстер үшін талап етілетін негізгі функцияларды интеграциялау үшін құраушыларды 95% дейін аз пайдаланудың арқасында баспа платасында орынды үнемдеу үшін кіріктірілген аналогты интеграцияланған интерфейспен (AFE) жабдықталған:

- Бағдарламаланатын күшейту коэффициентімен және шудың төменгі деңгейімен сегіз күшейткіштер (PGAs).
- Мүмкіндігі жоғары және бір уақытта іріктейтін сегіз аналогты-цифрлы түрлендіргіштер.
- Оң жақ аяқ электродына арналған интеграцияланған күшейткіш.
- Центрлік Вильсон электроды (WCT) мен Гольдберг электроды (GCT) үшін интеграцияланған күшейткіштер.
- Электродтың қосылуын үзіліссіз қадағалау.
- Платада алынатын орынды төмендету және энергияны тұтынуды төмендету үшін арналған кіріктірілген генератор және тіреу сигнал көзі.

1mВт/канал талап етілетін қуат энергия тұтынуды жабдықтың портативтілігін жоғарылата отырып және пациенттердің мобильділігін жақсартып отырып, дискретті құраушыларда жүзеге асырумен салыстырғанда 95% дейін төмендетеді. ADS1298 портативті қосымшаларда және канал тығыздығы жоғары ECG және EEG кәсіби жабдықтарда дәл өлшеуді қамтамасыз ете отырып, 4- μ Vpp кірісіне келтірілген шу деңгейіне ие болады [145].

Портативті мобильді кардиоанализатордың ЭКС санау блогының құрамында TQFP-64 корпусында 8-каналды 24-биттік АЦТ ADS1298 пайдаланылады [145].

Осы АЦТ ішкі блок-схемасы 30 суретте келтірілген.



Сурет 30 – ADS1298 АЦТ блок-схемасы

Осы микросхеманы таңдау жоғары мүмкіндікпен (24-bit) және энергия тұтынуы төмен каналдардың санының көп болуымен негізделген, ол ұзақ уақыт аралығында ЭКС нақты тармақтарының көп мөлшерін тіркеуді жүргізуге мүмкіндік береді.

Басқарушы микроконтроллер (МК) ретінде микросхеманы таңдаған кезде ST Microelectronics [146], Microchip [147], Texas Instruments [148] компанияларының микроконтроллер тобы қарастырылды. Портативті кардиоанализатордың басқарушы ядросы үшін оңтайлы нұсқа ST Microelectronics компаниясының энергия тұтынуы аса төмен STM32L15xD сериясының микроконтроллері болды.

Басқару және талдау блогы перифериямен SPI, UART, I2C порттары арқылы жалғанған Cortex-M3 ядросының негізіндегі ARM тобының TQFP-64 [173] корпустағы тұтынуы аса төмен 32-разрядтық микроконтроллер STM32L151xD болып табылады. Осы топтың МК энергияны аз тұтынуына және МК осы сегментінде өнімділігінің жоғары болуына байланысты портативті құрылғыларда өзін өте жақсы көрсетті.

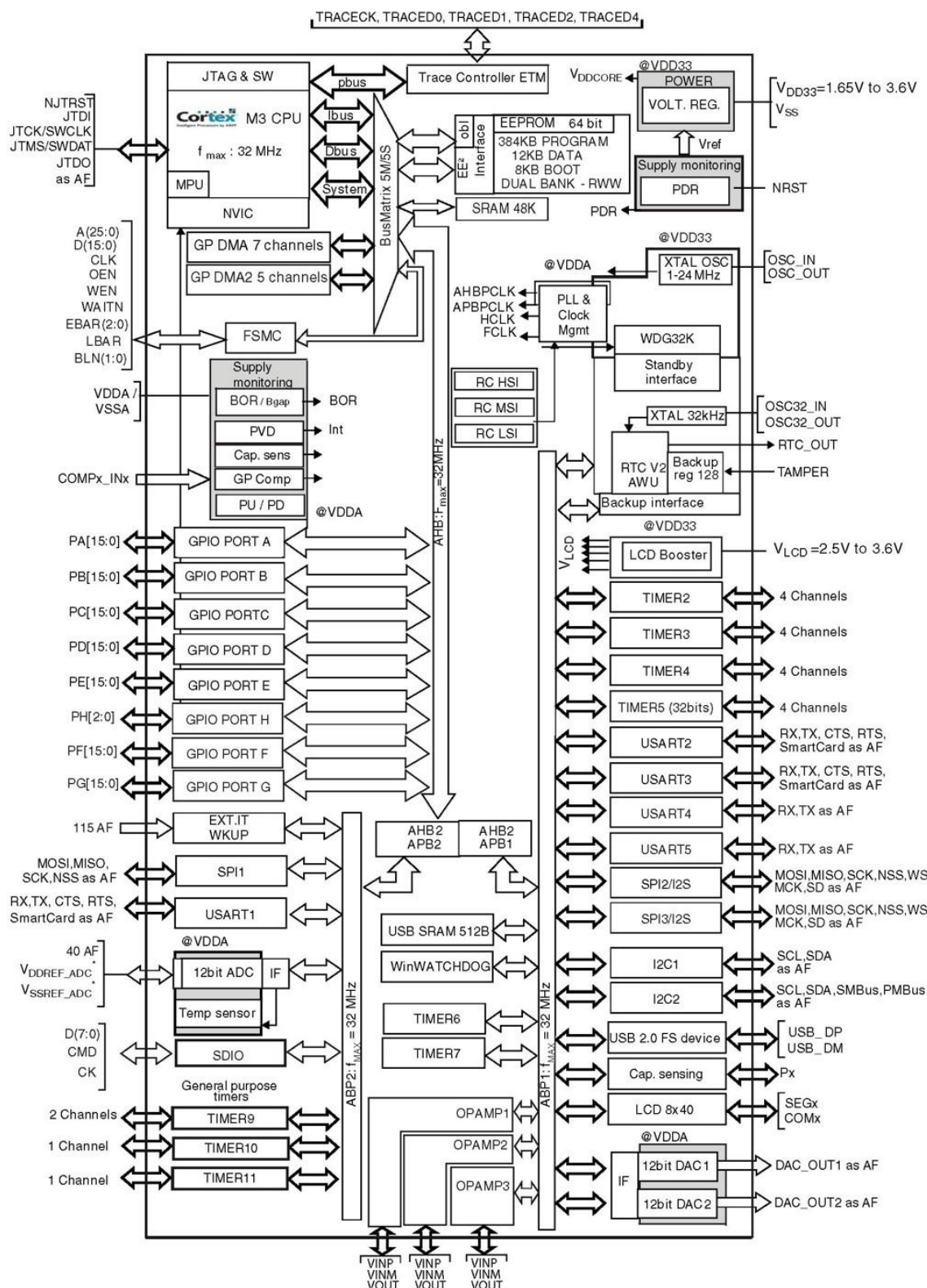
STM32L151RDT6 микроконтроллерінің сипаттамалары:

- ядро ARM Cortex-M3, жұмыс жиілігі 32 МГц дейін;
- 7-каналды DMA контроллер: таймерлер, АЦТ, SPI, I2C, USART;

- 12-биттік ADC, 24 каналға дейін;
- екі компаратор;
- 10 таймер;
- интерфейстері:
 - I2C;
 - UART/USART;
 - SPI;
 - USB 2.0;
- энергияны төмен тұтынудың 7 режимі;
- коректендіру кернеуінің диапазоны: 1.65 В - 3.6 В;
- температуралық диапазон: -40°C - + 85°C
- корпус: LQFP-64
- энергияны төмен тұтынудың алты режимі.

Осы микроконтроллердің негізгі қолданылуы: портативті медициналық аспаптар, өлшеу құрылғылары және аспаптар және т.с.с.

STM32L151RDT микроконтроллерінің ішкі блок-схемасы 31 суретте келтірілген.



Сурет 31 –STM32L151RDT6 блок-схемасы

Портативті мобильді кардиоанализатордың қашықтықтағы сервермен, сондай ақ медициналық жедел жәрдем көмегінің қызметімен байланысы үшін 24 кбит/с дейін канал қажет, сондықтан қабылдап жіберу датчигі ретінде пайдаланушылар үшін қолжетімді ұялы желінің барлық тасымал деңгейлерін пайдалануға қабілетті модуль пайдаланылады: дыбыстық шақырулар, SMS,

USSD-сұраныстар, мәліметтерді жіберу (GSM/GPRS). Барлық аталған талаптарға 2G, multi-slot Class 12 (85,6 кбит/с) стандарты бойынша ұялы байланыс желілерінде мәліметтермен алмасуды, орналасқан орын мәліметтері мен навигациялық жүйелердің (GNSS) жер серіктерінен нақты уақыттағы сигналдарды қабылдауды қамтамасыз ететін Simcom [149] фирмасының SIM868 модулі сәйкес келеді. SIM868 басқа құрылғылармен байланыс үшін Serial Port Interface (SPI) порты пайдаланылады.

SIM868 — ұялы байланыс желілерінде мәліметтермен алмасуды және GSM/GPRS (2G) стандарттарының жұмысын және жер серіктік навигациялық жүйелерден (GNSS) орналасқан орын деректері мен нақты уақыт сигналдарын қабылдауды қамтамасыз ететін LCC/LGA корпустағы ықшам төрт диапазонды құрамдастырылған GSM/GPRS/GNSS/Bluetooth модуль.

SIM868 айрықша ерекшелігі ЖЖ-тракттың жоғары сезімталдылығы және кең функционалды қамтамасыз етуі, соның ішінде:

- DTMF детектирлеу,
- аудиофайлдарды жазу/қосу,
- кіріктірілген POP3, SMTP, MMS, FTP, HTTP, SSL хаттамалар,
- 0710 MUX мультиплексирлеу хаттамалары және т.б.

85,6 кбит/с дейін мәліметтермен алмасу жылдамдығымен өнімділігі жоғары GPRS multi-slotclass 12 (GPRS CS-1, CS-2, CS-3 және CS-4 кодтау схемалары), сондай ақ өз класында сезімталдылық, іске қосылу уақыты мен Time-To-First-Fix (TTFF) навигациялық сигналдарды бақылау тұрақтылығының ең жақсы көрсеткіштерімен GNSS-функционал (GPS/Glonass) қамтамасыз етіледі. SIM868 GNSS-тракты 167дБм дейін деңгейдегі сигналдарды қабылдауды қамтамасыз ете отырып сыртқы МШУ пайдаланудан бас тартуға мүмкіндік береді. SIM868 GNSS-трактын автономды тұтыну іздеу режимінде 24 мА, сүйемелдеу режимінде - 21 мА құрайды.

SIM868 3.0 стандартының Bluetooth және GPS, Glonass, Beidou, QZSS, SBAS (WAAS, EGNOS, GAGAN, MSAS) және A-GPS сигналдарды пайдаланып навигациялық қосымшалардың жұмысын қамтамасыз етеді. Модуль AT-командалармен басқарылады (3GPP TS 27.007, 27.005 және SIMCom фирмалық AT-командалары).

Кіріктірілген торлар — TCP/IP, UDP/IP және PPP-стек.

Модульде қосымшам мүмкіндіктер ретінде Bluetooth 3.0 (трансивер чипсет деңгейінде жүзеге асырылған) және/немесе екі SIM-карталардың бір уақытта жұмыс істеуі (Dual Standby) қарастырылған.

SIM868 Jamming Detection (GSM-каналды «басу» жағдайын детектирлеу) функционалы бар және төрт диапазонға ие:

- 850 МГц (GSM),
- 900 МГц (EGSM),
- 1800 МГц (DCS)
- 1900 МГц (PCS).

850/900 МГц диапазонында —4 (2 Вт) қуат класы, 1800/1900 МГц диапазонында —1 (1 Вт) қуат класы.

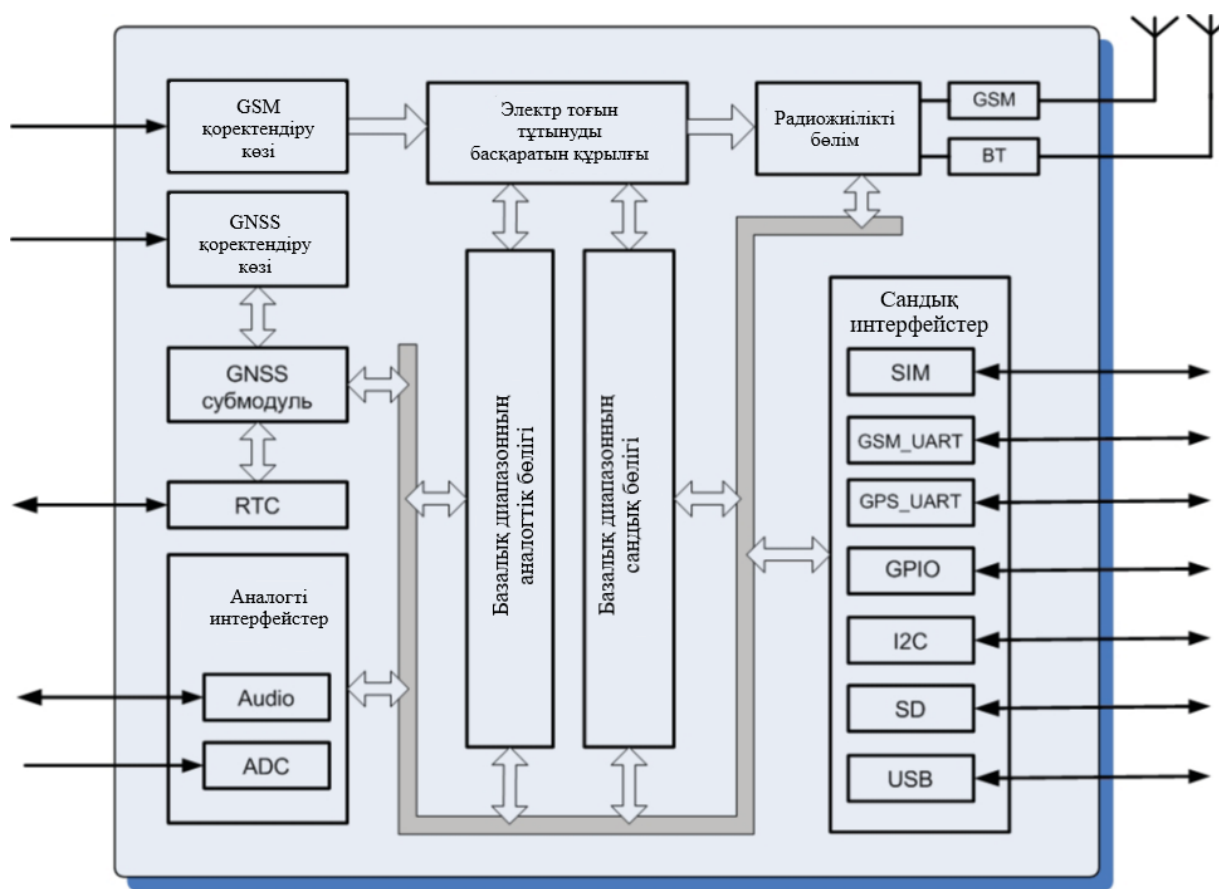
Аталған барлық қосымша диапазоңдарда модуль қабылдағышының сезімталдылығы — 109 дБм.

Модульдің өлшемдері: 15,7x17,6x2,3 мм;

Қоректендіру кернеуі 3,4–4,4 В;

SIM868 байланыс модулінің айрықша мүмкіндігі GSM және GNSS қоректендіру желілерінің бөлектігі, ол байланыс модулінің жұмысын және сәйкесінше әр түрлі режимде тұтынылатын токты икемдірек оңтайландыруға мүмкіндік береді. Күту режимінде SIM868 модулінде токты тұтыну GNSS функционал өшіп тұрған кезде 0,65 мА құрайды [149].

Модульдің сыртқы түрі және блок-схемасы 32 және 33 суреттерде келтірілген.



Сурет 32 – SIM868 модулінің блок-схемасы



Сурет 33 – SIM868 сыртқы түрі

Деректерді сақтау блогы ретінде жад көлемі 32 гигабайтқа дейінгі microSD форматының қатты денелі ауыстырмалы жинағышы қолданылады. Осы жинағыштарды оқу мен жазуының жоғары жылдамдығы, сондай ақ энергияны аз тұтынуы және кеңінен таралуы ерекшелендіреді. Сыртқы жинағышты пайдалану үшін портативті кардиоанализаторда microSD форматының карталары үшін арналған кардхолдер пайдаланылады.

Портативті кардиоанализаторда жедел жадты таңдау және пайдалану ерекше сұрақ тудырады. Қарапайым RAM пайдаланған кезде белгілі бір уақытта жинақталған, бірақ Flash-жинақтағышқа көшірілмеген ақпарат аспап өшіп қалғанда немесе қоректендіру кенеттен тоқтағанда жоғалып кетеді. Қайта жазу циклы көп ($>10^{14}$) және жылдам қолжетімділігі бар энергияға тәуелсіз жедел жадты пайдалану қажет.

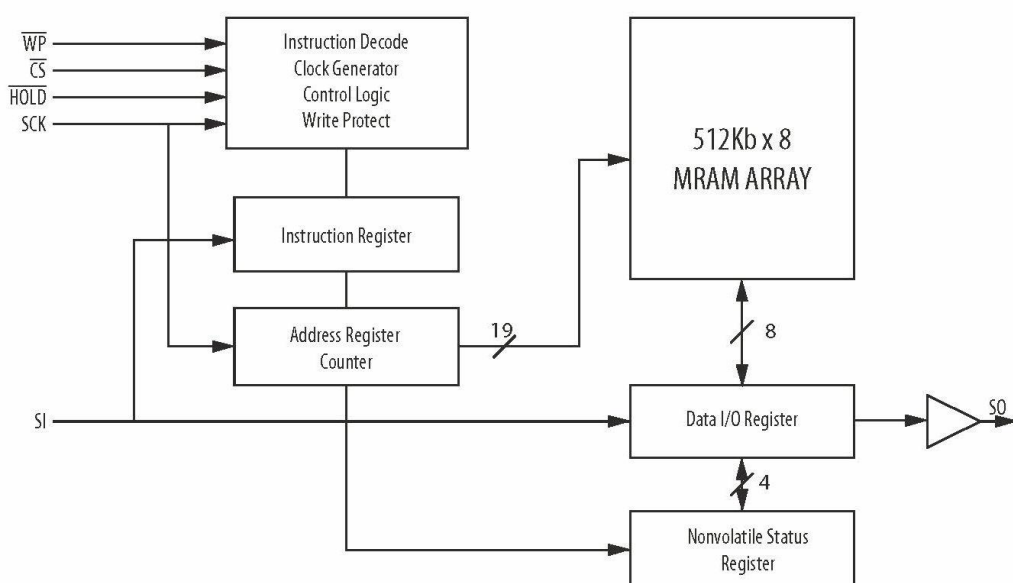
Энергияға тәуелсіз жадтың микросхемалары қарастырылды:

- Ramtron [150] және Fujitsu [151, 152] компаниясының FRAM.
- Everspin [153,154,155] компаниясының MRAM.

Ramtron, Fujitsu және Everspin өндірушілерінің FRAM және MRAM салыстырған кезде оңтайлы нұсқа Everspin компаниясының MRAM болды. Бұл MRAM нарықта кеңінен таралған, 1Mb MRAM жад бағасы көлемі осындай FRAM жад бағасына қарағанда орта есеппен бір жарым есе төмен. Энергияға тәуелді жад жеткілікті түрде қымбат болғандықтан, таңдаған кезде басымдылық жад көлемі мен бағасы бойынша болды.

Жедел жад ретінде 12Kbх8 жадты ұйымдастыратын және SPI тізбектей қолжетімділік каналымен Everspin компаниясының MRAM жадының жадының магнитрезистивті жылдамдықты энергияға тәуелді MR25H40CDC микросхемасы таңдалынды.

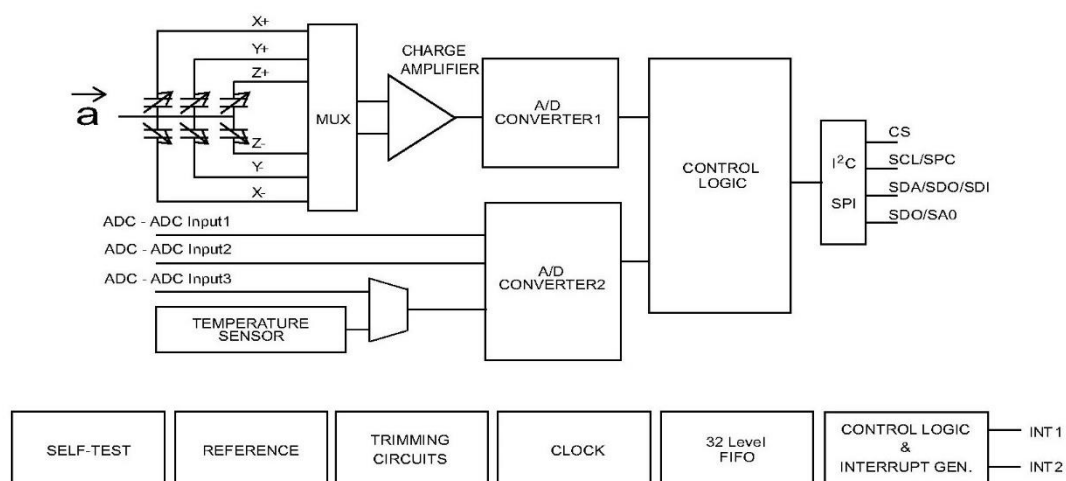
MR25H40CDC MRAM жадының ішкі блок-схемасы 34 суретте келтірілген.



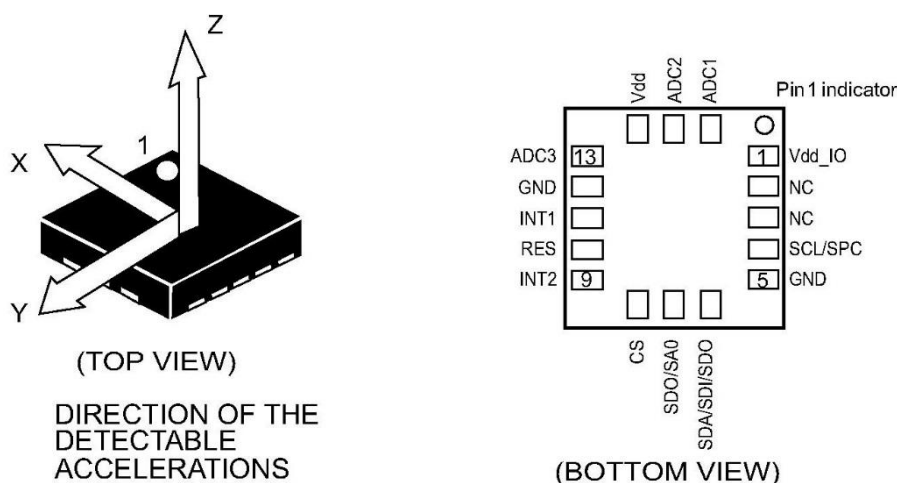
Сурет 34 –MR25H40CDC MRAM жадының блок-схемасы

Пациенттің құлағанын немесе қозғалмай қалғанын анықтау үшін портативті кардиоанализатор соққыларды, құлауды және қозғалмайтын жағдайды тіркейтін MEMS-акселерометрмен жабдықталады. Акселерометр ретінде ST Microelectronics компаниясының LGA-16 корпустағы 3-координаталық MEMS-акселерометрінің кең таралған LIS3DH микросхамасы таңдалынды [156,157].

MEMS-акселерометрдің LIS3DH ішкі блок-схемасы 35 суретте көрсетілген. Корпустың контактілерінің сипаттамасы және осьтердің корпусқа қатысты бағыттары 36 суретте келтірілген.



Сурет 35 –MEMS-акселерометрдің LIS3DH блок-схемасы

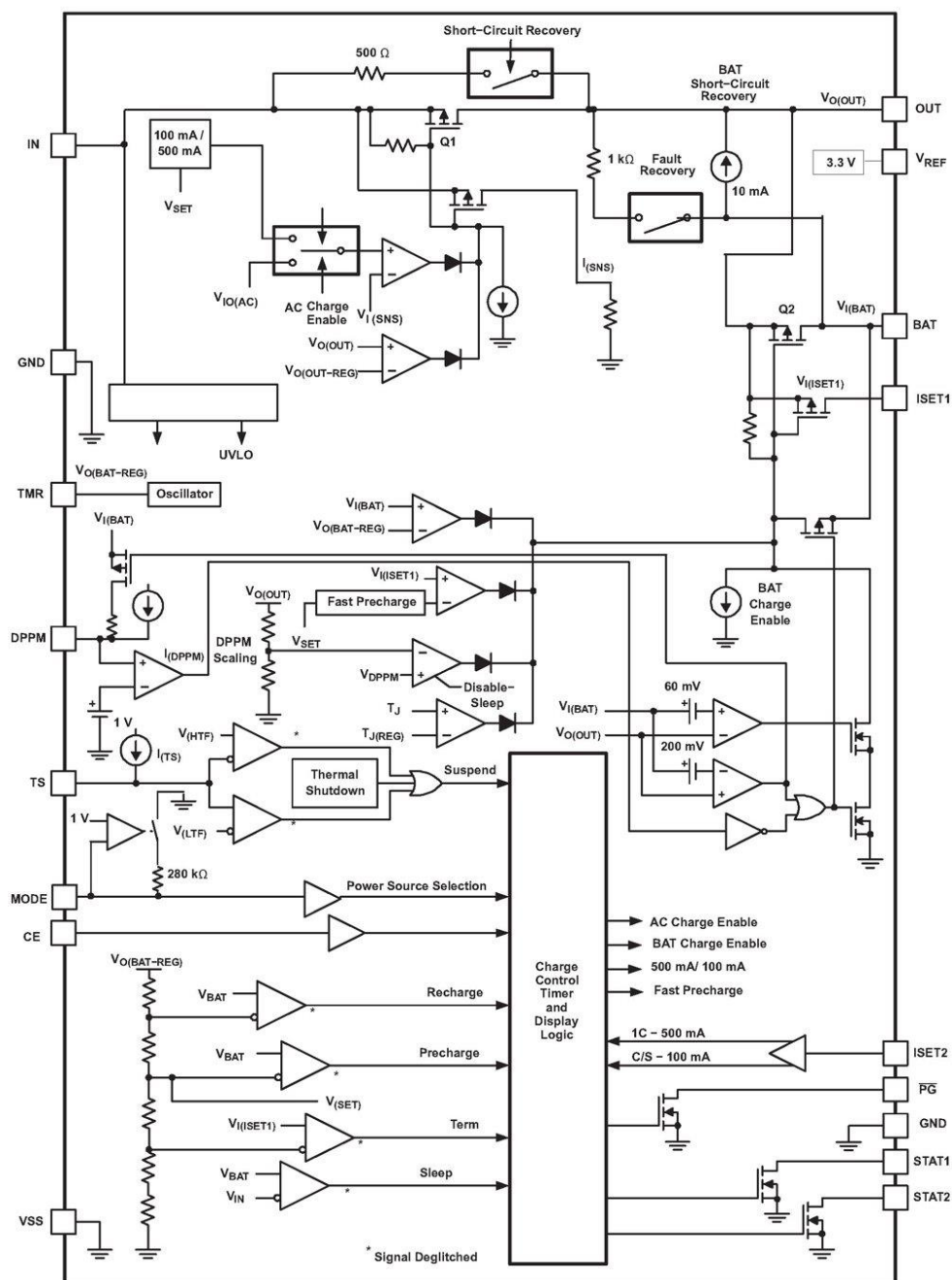


Сурет 36 – LIS3DH корпусының контактілерінің сипаттамасы және осьтерінің бағыттары

Портативті мобильді кардиоанализаторды қоректендіру, кіріктірілген литий-полимер аккумулятор сияқты кернеуі 5 В бастап 12В сыртқы дейінгі қоректендіру жүргізіледі.

Texas Instruments компаниясында шығарылатын литий-полимер аккумуляторды зарядтау фнкциясымен қоректендіру көздерінің микросхемаларына талдау жүргізілді [158]. Нарықта болуын ескере отырып, осындай кластағы микросхемалардың портативті кардиоанализаторлар үшін ең тиімдісі BQ24070RHLR болып табылады [159]. BQ24070 литий-полимер аккумуляторды 2A дейін ткопен зарядтай алады, бұл кезде 16В дейін сыртқы қоректендіруші кернеуді көтере алады [160].

BQ24070RHLR микросхеманың функционалды блок-схемасы 37 суретте келтірілген.



Сурет 37 –BQ24070 блок-схемасы

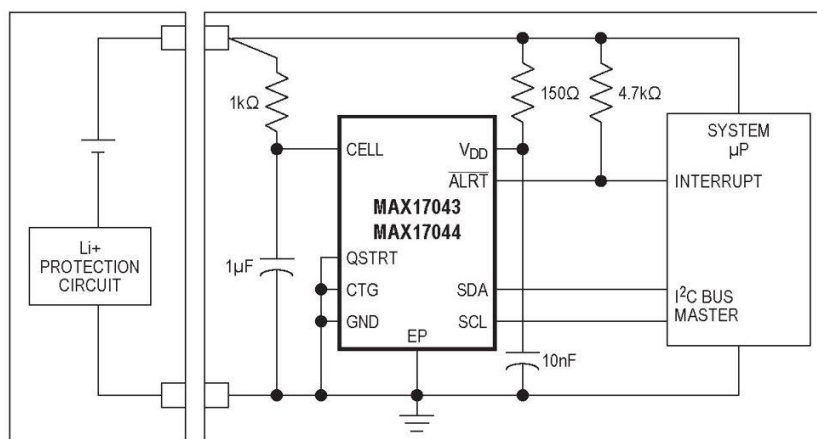
Аккумулятордың қалған зарядын анықтау үшін портативті кардиоанализатор зарядтың ағымдағы мәнін микроконтроллерге жіберу мүмкіндігімен литий-полимер аккумулятордың заряд деңгейін өлшейтін құралмен жабдықталуы керек.

MAX17043 бір элементті литий аккумуляторлармен жұмыс істейді. MAX17043 әр түрлі жұмыс жағдайында және аккумулятор зарядының деңгейі әр түрлі болған кезде қалған сыйымдылық деңгейін үзіліссіз қадағалау кезінде пайдаланылатын ModelGauge литий аккумулятордың жетілдірілген модельдеу схемасы қолданылған. Дәстүрлі алгоритмдерге қарағанда ModelGauge алгоритмі аккумуляторды дайындау циклдарынсыз жұмыс істеуге және сыртқы резистивті ток датчигін пайдаланбауға мүмкіндік береді. Температуралық компенсация жүйелік микроконтроллер мен MAX17043 арасында байланыс минималды болатын қосымшаларда жүзеге асырылады. Жылдам іске қосу режимі микросхемалардың жұмысын бастауға мүмкіндік береді. Микросхеманы аккумулятордан тыс орналастыру мүмкіндігі бағасын арзандатуға және аккумулятордан қоректендіру тізбегін қарапайым түрге келтіруге мүмкіндік береді. Өлшеу режимі және қажетті мәндер I²C интерфейс арқылы орнатылуы мүмкін [161].

MAX17043 [161,162] айрықша ерекшеліктері:

- Заряд деңгейін өлшеуге арналған АЖ жүйе жағында, сондай ақ аккумулятордың ішінде орналастыру мүмкіндігі.
- Кернеуді прецизиялық өлшеу - $\pm 12.5\text{mV}$ до 5.00V .
- ModelGauge алгоритмін қолдану есебінен қалған сыйымдылықты нақты есептеу.
- Өлшеу кезінде кернеудің ығысуын жинақтаудың болмауы.
- Аккумулятор үшін толық разряд циклінің қажет болмауы.
- Резистивті ток датчигі талап етілмейді.
- 2х-сымды I²C интерфейс.
- корпусы TDFN-8.

MAX17043 микросхемасының функционалды блок-схемасы 38 суретте көрсетілген.



Сурет 38 –MAX17043 блок-схемасы

Литий-полимер аккумуляторлар әрқашан артық зарядталу және артық разрядталуынан қорғанышпен жабдыктала бермейді. 4,2 – 4,3В аса артық разрядталу литий-полимер аккумулятордың қатты қызуына және тіпті жарылуына алып келеді. Сондықтан қоректендіру схемасында толық зарядталған кезде аккумуляторды өшіруге жауап беретін элемент болуы керек.

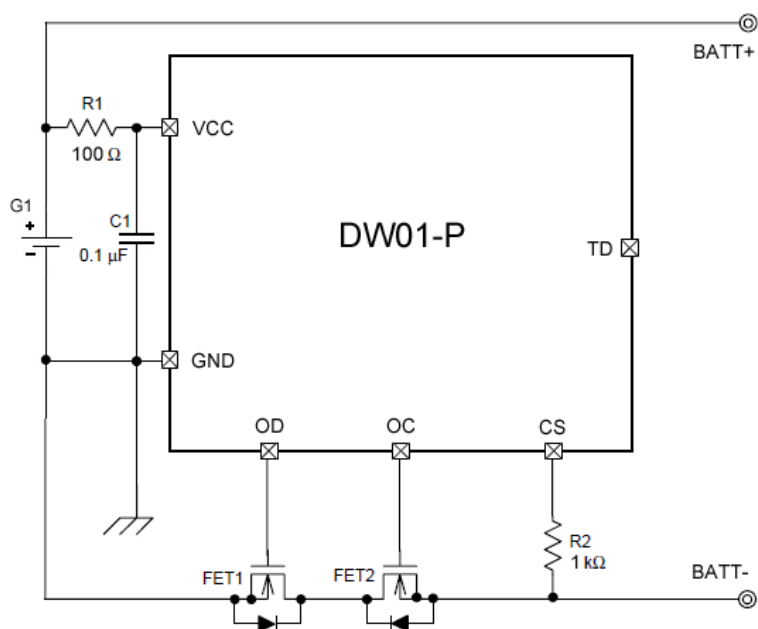
2,3 – 2,5В төмен толық разрядталған кезде аккумулятор істен шығады. Сондықтан толық разрядталған кезде істен шығуының алдын алу үшін ол міндетті түрде өшірілуі керек.

Осындай мақсаттар үшін арнайы артық зарядталу және разрядталуды шектеушілердің микросхемалары бар (Overcharge Protection / Overdischarge Protection) [163].

Осындай көп қолданылатын микросхемалардың бірі H&M Semiconductor қытайлық компания өндіретін DW01A микросхемасы болып табылады [164].

Сонымен бірге DW01A литий аккумуляторлардың микросхемасының қызметіне ток бойынша артық жүктелуден (Overcurrent Protection) және қысқаша тұйықталудан қорғаныш кіреді. Ток бойынша артық жүктелуден қорғаныш кернеу белгілі бір шамаға күрт төмендеген кезде іске қосылады. Осыдан кейін микросхема жүктеме тогын шектейді. Қысқаша тұйықталған кезде жүктемеде микросхема тұйықталу жойылғанға дейін оны толығымен өшіреді [163].

DW01A қосудың типтік схемасы 39 суретте келтірілген.



Сурет 39 – DW01A қосудың типтік схемасы

Портативті автономды құрылғыларға қойылатын талаптарға сәйкес портативті мобильді кардиоанализатор қоректендіруді қосу/өшіру

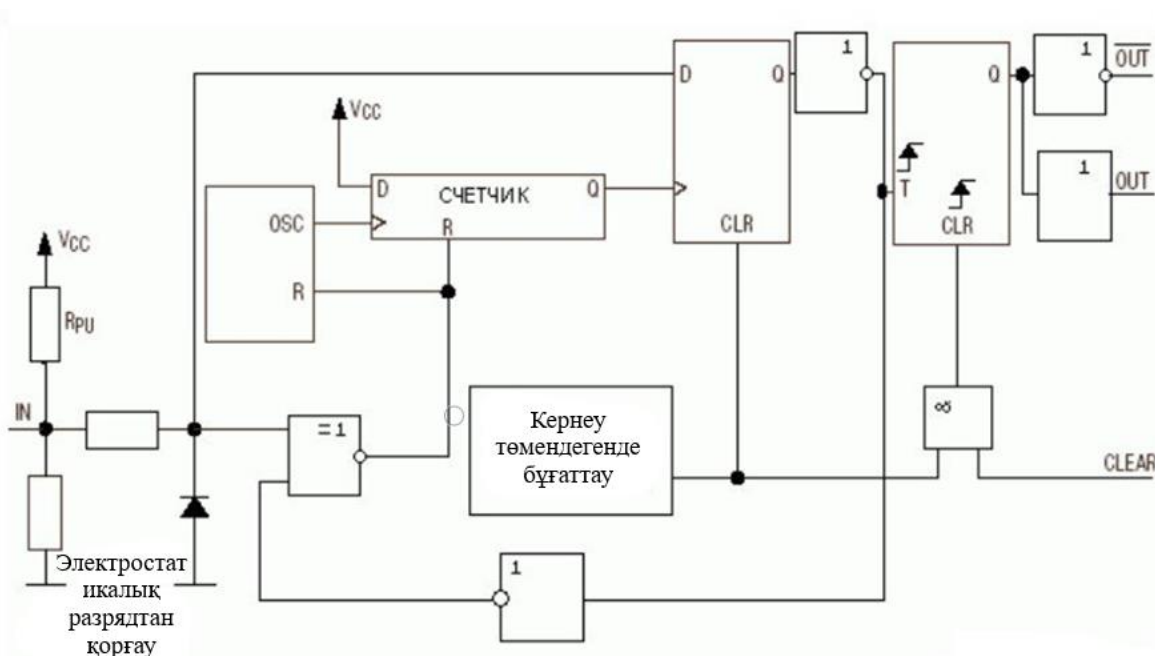
батырмасының сигналын өңдеуге арналған контроллермен жабдықталуы керек.

MAXIM компаниясының MAX16054 [165] – батырманың дірілін басу схемасының және RS-триггердің негізінде орындалған қосу/өшіру батырмасының сигналын өңдеуге арналған контроллер. Контроллердің кірісіне механикалық батырмамен қалыптастырылған шулы сигнал келеді, ал шығысында шамасы өндірушімен берілген бөгеліспен тұрақты логикалық сигнал генерацияланады. MAX16054 батырма контакті тұйықталғанда және ажыратылғанда туындайтын дірілді басады. Шығыстың күйі дірілді басу схемасының шығысында құлап бара жатқан фронт пайда болған жағдайда ғана өзгереді. Өсіп жатқан фронт пайда болғаннан кейін шығыс күйі өзгеріссіз қалады. Батырманы қосу кірісі $\pm 25\text{В}$ дейін деңгеймен жұмыс істей алады және $\pm 15\text{ кВ}$ электростатикалық разрядтан қорғанышпен жабдықталған, бұл күрделі өнеркәсіптік жағдайларда жұмыс істеу мүмкіндігін береді.

Кернеу төмендеген кезде кіріктірілген бұғаттау схемасы OUT қоректі берген уақытта өшірілген күйде болатындығын кепілдендіреді. MAX16054 микросхема сыртқы құраушыларды орнатуды талап етпейді, оның тоқты аз тұтынуының арқасында ол портативті жабдықта пайдалану үшін өте тиімді болады [166].

MAX16054 +2.7В бастап +5.5В дейінгі қоректендіру кернеуінде жұмыс істейді. MAX16054 SOT23-6 корпусында шығарылады және кеңейтілген -40...+125°C температуралық диапазонда жұмыс істеуге қарастырылған.

MAX16054 қосудың типтік схемасы 40 суретте келтірілген.



Сурет 40 –DW01A қосудың типтік схемасы

MAX16054 айрықша ерекшеліктер [165]:

- IN кірісі $\pm 25\text{В}$ дейін кернеулерге сенімді төзе алады

– ± 15 кВ электростатикалық разрядтардан қорғаныш

3.1.3 Портативті мобильді кардиоанализатордың электрлік принциптік схемасын әзірлеу

Портативті мобильді кардиоанализаторды әзірлеу ары қарай электрлік схеманың принциптік схемасын әзірлеу жүретін құрылғының блок-схемасын әзірлеуден басталады. Аспаптың блок-схемасы жеке блоктардың өзара әрекеттесу деңгейіне дейін жасалған.

Жалпы принципіалды қалыптастыру үшін әрбір жеке блокты жасау керек, әрбір блокқа арналған принциптік схеманы әзірлеп және оларды ортақ схемаға орналастыру керек.

Блок-схемадағы жеке блоктардың тізімі (29 суретті қараңыз):

- Процессорлық модуль.
- АЦТ модулі.
- Жедел жад блогы.
- Тұрақты жад блогы.
- Үдеуді анықтау блогы (акселерометр).
- Байланыс блогы.
- Аккумулятор зарядын басқару блогы.
- Аккумулятордың қалған зарядын анықтау блогы.
- Артық зарядталу және артық разрядталудан қорғаныш блогы.
- Индикация және хабарлау блогы.

Портативті кардиоанализатордың 2 түрлі нұсқасы әзірленген:

1 нұсқа (айрықша ерекшеліктері):

- 8 каналға АЦТ модулі.
- TQFP-100 корпусында микроконтроллермен процессорлық модуль.
- Байланыс блогы болмайды (жалғастырғыш тетік арқылы сыртқы байланыс модулін қосуға болады).

2 нұсқа (айрықша ерекшеліктері):

- 4 каналға АЦТ модулі.
- TQFP-64 корпусында микроконтроллермен процессорлық модуль.
- GSM/GNSS/Bluetooth байланыс блогы бар.

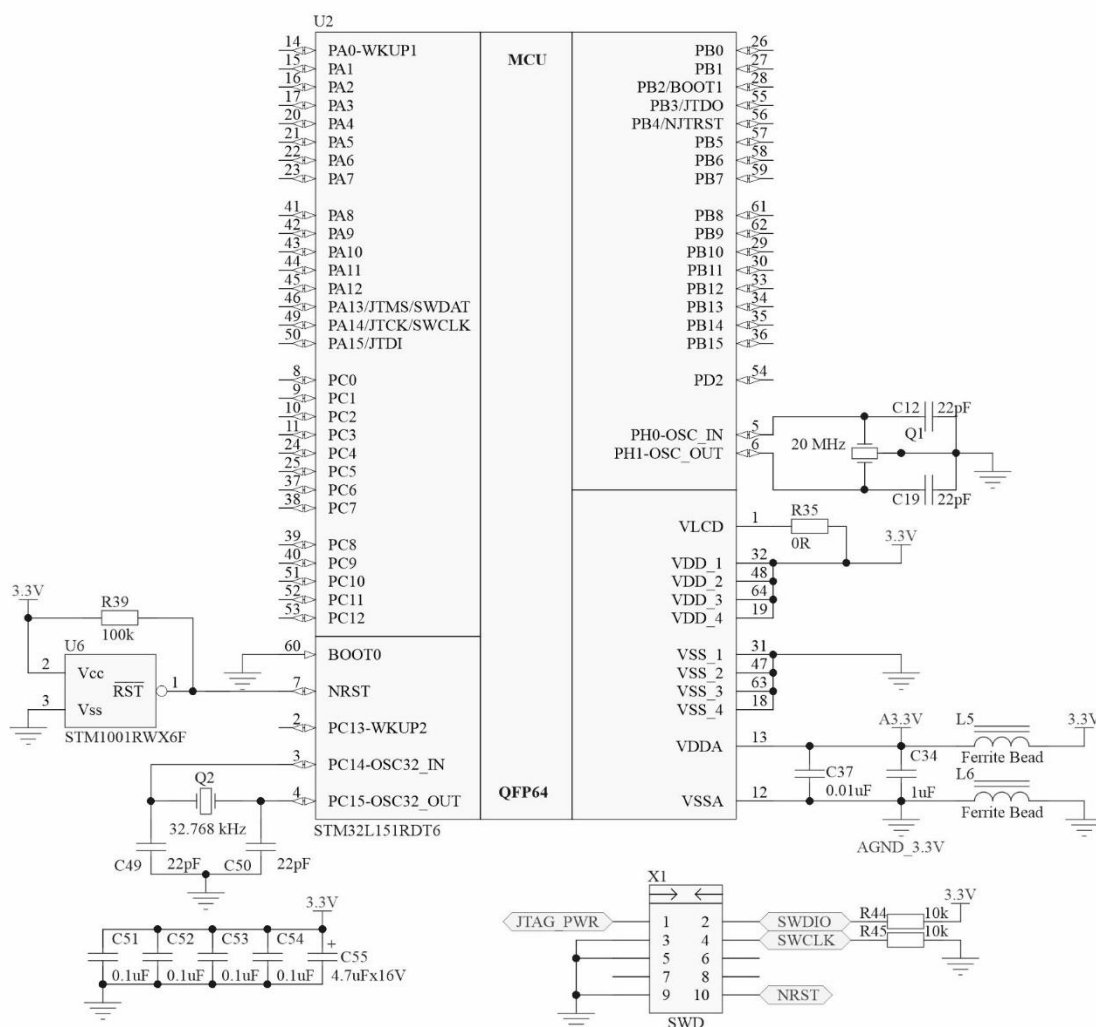
Процессорлық модуль

Процессорлық модуль заманауи аз энергия тұтынатын STM32L151xD микроконтроллерде құрастырылған.

Микроконтроллердің қалыпты жұмысын қамтамасыз ету үшін 20 МГц сыртқы кварц резонатор, қоректі бастапқы беру кезінде RESET сигналын беру үшін қоректендіру супервизорының микросхемасы, 32.768 кГц сағаттық кварц, бағдарламалау және осы микроконтроллердің техникалық құжаттамасына сәйкес барлық қоректендіру желілеріне таратушы конденсаторларды қамтамасыз ету үшін SWD кірісі талап етіледі.

Бірінші сынақ нұсқасының бастапқы жиынтығында TQFP-100 корпустағы микроконтроллер таңдалынды.

Алайда мобильді кардиоанализатордың бірінші нұсқасын дайындағаннан кейін және принциптік схеманы оңтайландырғаннан кейін аспап үшін TQFP-64 корпустағы микроконтроллердің жеткілікті екендігі түсінікті болды, 40 суретті қараңыз. Сондықтан TQFP-64 корпустағы микроконтроллер нұсқасы мобильді кардиоанализатордың 2 нұсқасын әзірлеген кезде қолданылған.



Сурет 41 – Процессорлық модульдің принциптік схемасы.

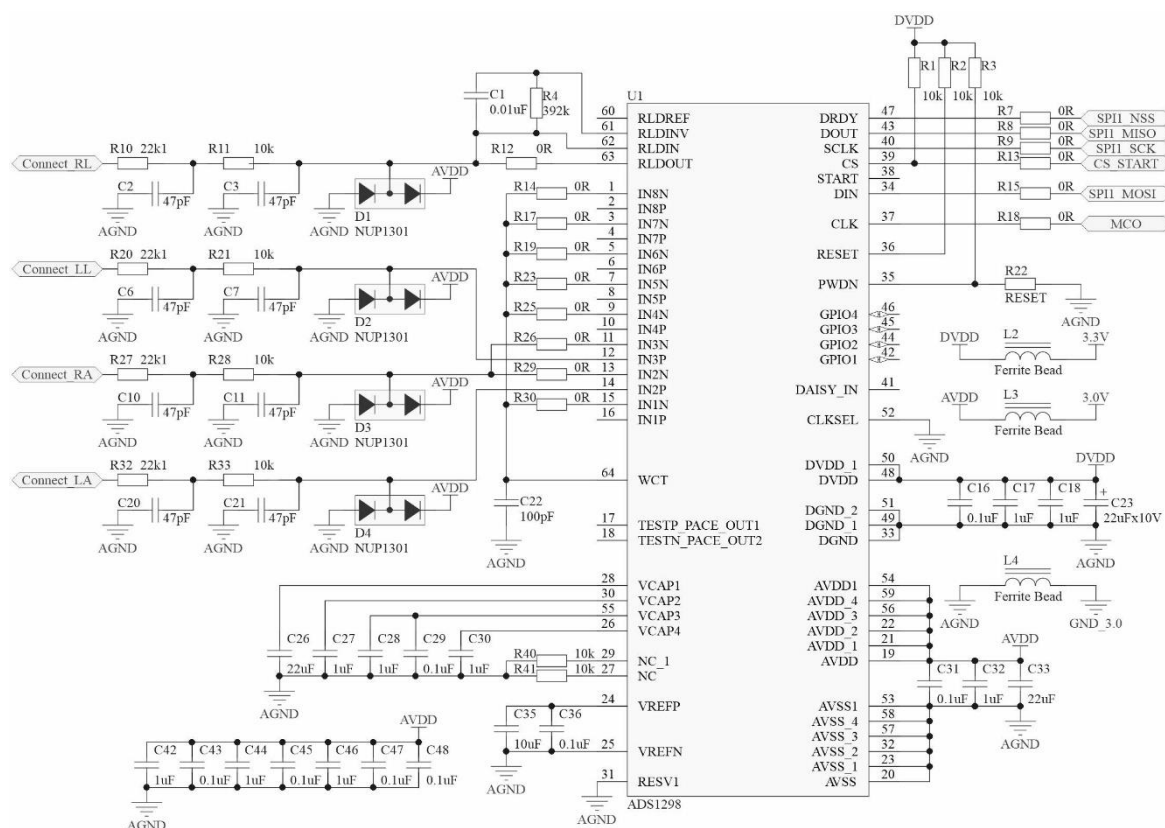
АЦТ модулі

АЦТ модуль 8-каналдық 24-биттік Front-End модульдің (FEM) ADS1298 негізінде құрастырылған (өндірушісі – Texas Instruments) [142, 145]. Модуль функциялық аяқталған және процессорлық модульмен тізбекті синхронды SPI интерфейспен жалғанған.

АЦТ қалыпты жұмысын қамтамасыз ету үшін 2.048 МГц тіреу жиілікті сыртқы генератор талап етіледі. Бұл жиілік микроконтроллермен қалыптасады және MCO желісі бойынша беріледі.

АЦТ әр кіріс каналында (8 канал) екі төмен жиілікті RC-фильтрлерден және диодты құрамадан тұратын қорғаныш желілері қалыптастырылған. Қорғаныш желілері жоғары жиілікті сигналдарды филтрлеу, кері полярлылықты және кіріс бойынша артық кернеуленуді жою үшін қолданылады.

Алайда мобильді кардиоанализатордың 1 нұсқасын дайындап, апробациялағаннан кейін және принциптік схеманы оңтайландырғаннан кейін аспап үшін АЦТ төрт кіріс каналы жеткілікті екендігі түсінікті болды. АЦТ құрастырудың бұл нұсқасы 42 суретте келтірілген.



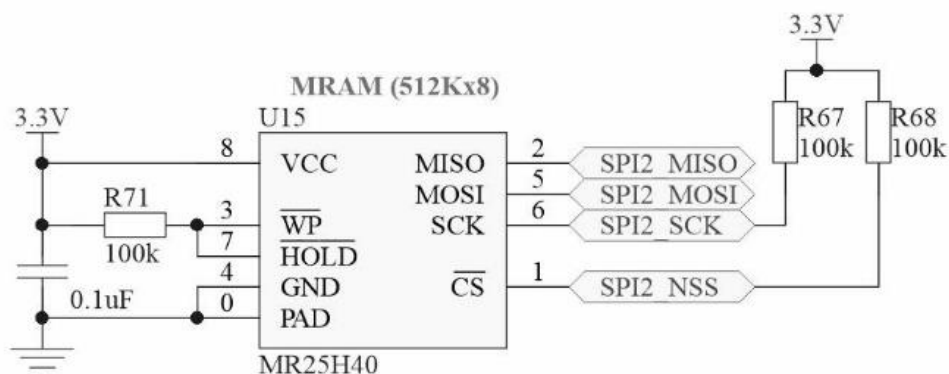
Сурет 42 – АЦТ модулінің принциптік схемасы.

АЦТ 4-каналды нұсқасы мобильді кардиоанализатордың 2 нұсқасын әзірлеген кезде қолданылған.

Жедел жад блогы

Жедел жад блогы 512Kx8 жадты ұйымдастырумен энергияға тәуелсіз MRAM MR25H40 жадта тұрғызылған.

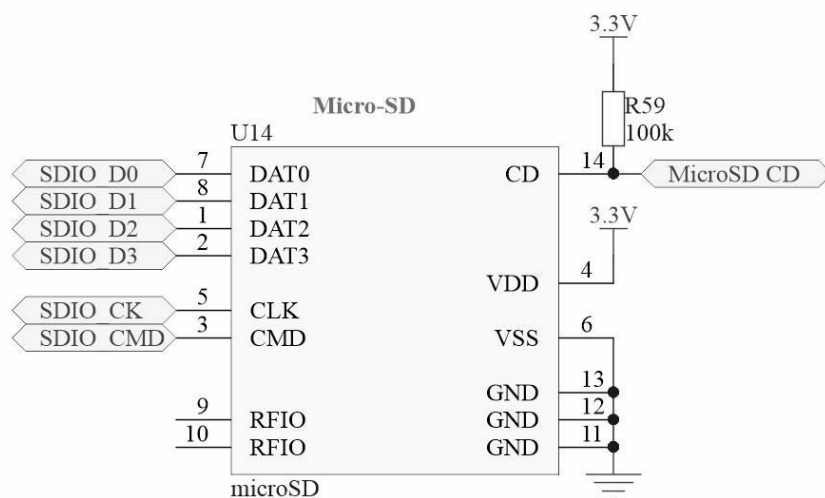
Энергияға тәуелсіз жадқа қолжетімділік SPI тізбектей синхронды интерфейс бойынша жүзеге асырылады. MRAM қосу нұсқасы 43 суретте келтірілген.



Сурет 43 – Жедел жад блогының принциптік схемасы.

Тұрақты жад блогы

Үлкен көлемдегі деректерді энергияға тәуелсіз сақтауды қамтамасыз ету үшін жад көлемі 32 гигабайтқа дейін microSD форматының қатты денелі ауысымды жинақтағышы қолданылады. Портативті кардиоанализаторда сыртқы жинақтағышты пайдалану үшін арнайы SDIO шина бойынша микроконтроллерге қосылған microSD форматының карталарына арналған кардхолдер пайдаланылады. MRAM қосу нұсқасы 44 суретте келтірілген.



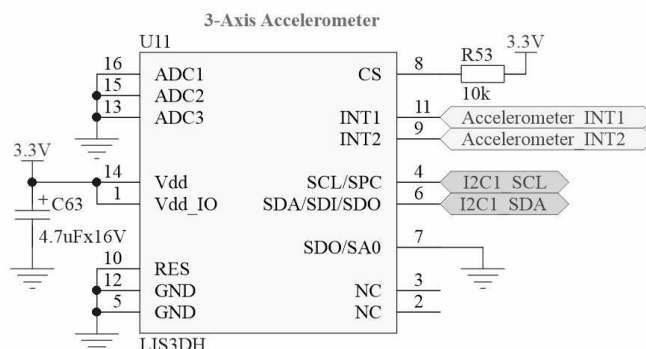
Сурет 44 – Тұрақты жад блогының принциптік схемасы.

Үдеуді анықтау блогы (акселерометр)

Үдеуді анықтау блогы соққыларды, құлауды және қозғалыссыз күйді анықтайтын MEMS-акселерометрде тұрғызылған. Акселерометр ретінде ST Microelectronics компаниясының LGA-16 корпустағы 3 координаталық MEMS-акселерометрінің LIS3DH микросхемасы пайдаланылған [167, 168]. MEMS-акселерометр микроконтроллерге тізбектей I2C интерфейс бойынша қосылады.

Сондай ақ акселерометрде екі INT1 және INT2 үзіліс шығысы болады, олар арқылы күрт соққы мен құлаған кезде микроконтроллерді ояту және ұйықтаған күйден шығаруға болады.

Акселерометрді қосу нұсқасы 45 суретте келтірілген.



Сурет 45 – Үдеуді анықтау блогының принциптік схемасы.

Байланыс блогы

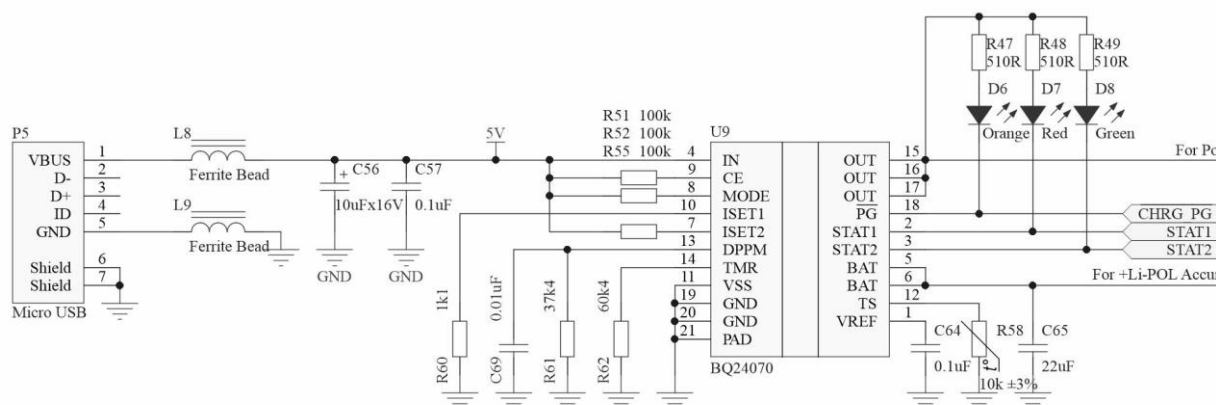
1 нұсқаны жобалаған кезде сервермен байланыс үшін сыртқы байланыс модулі пайдаланылады деп болжанған. Алайда мобильді кардиоанализатордың бірінші нұсқасын дайындағаннан кейін және принциптік схеманы оңтайландырғаннан кейін кардиоанализаторды өзінің байланыс блогымен қамтамасыз ету қажеттілігі туындады. Сондықтан SIMCOM компаниясының SIM868 әмбебап комбомодуліне негізделген GSM/GPRS ұялы байланыс деректерімен алмасуды, орналасқан орын деректерін және наивгациялық жер серігі жүйелерінен (GNSS) нақты уақыт сигналдарын қабылдауды қамтамасыз ететін өзінің байланыс блогы әзірленді. SIM868 микроконтроллермен байланыс үшін Serial Port Interface (SPI) портын пайдаланады. SIM868 модулінде және микроконтроллерде қоректендіру кернеуі әр түрлі болатындықтан, сәйкестікті қамтамасыз ету үшін Analog Devices компаниясының ADG3308 микросхемасындағы сигнал деңгейлерін түрлендіргіш қолданылған.

Модульге телефонның microSIM-картасын қосу үшін статистикалық электр тогынан SMF05C супрессормен SIM868 модуліне қарай баратын қорғаныш желісімен қосымша жабдықталған MOLEX 503960-0696 моделінің кардхолдері пайдаланылған.

SIM868 модуліне 3 антенна қосылады: GPRS, GNSS және Bluetooth. Осы антенналарды модульмен қосымша сәйкестендіру RLC құраушыларда орындалған, бұл 46 суретте көрсетілген.

SIM868 комбомодульдегі байланыс блогының толық нұсқасы мобильді кардиоанализатордың 2 нұсқасын әзірлеген кезде қолданылған.

BQ24070 тогы 2А дейін литий-полимер аккумуляторды зарядтауды қамтамасыз ете алады, бұл кезде 16В дейінгі сыртқы қоректендіруші кернеуді көтере алады [170]. Микросхема литий-полимер аккумуляторларға арналған техникалық құжаттамаға сәйкес аккумуляторды дұрыс зарядтау процесін қамтамасыз етеді. Микросхема заряда/разряд процесінің дәрежесі туралы деректі микроконтрллерге жіберуді қамтамасыз етеді және осы дәреже бір уақытта жарық диодты индикаторға шығарылады. Әзірленген аккумулятор зарядын басқару блогының схемотехникасы 47 суретте келтірілген.

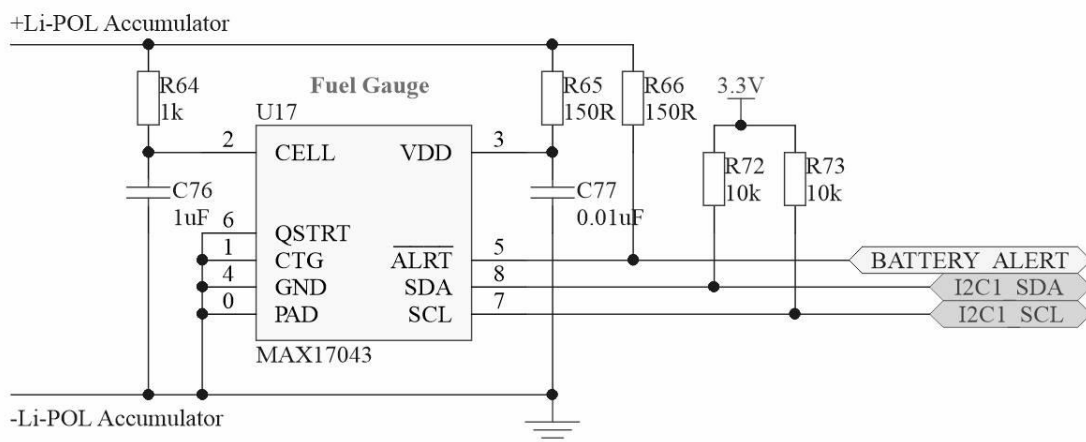


Сурет 47 – Аккумулятор зарядын басқару блогының принциптік сыхемасы.

Аккумулятордың қалған зарядын анықтау блогы

Аккумулятордың қалған зарядын дәл анықтау үшін MAXIM компаниясының MAX17043 микросхемасы негізінде схемотехника әзірленді. Осы микросхема қалған заряд деңгейін анықтайды және мәліметтерді екі сымды I2C интерфейс бойынша жібереді [171].

Аккумулятор зарядын басқару блогының әзірленген схемотехникасы 48 суретте келтірілген.

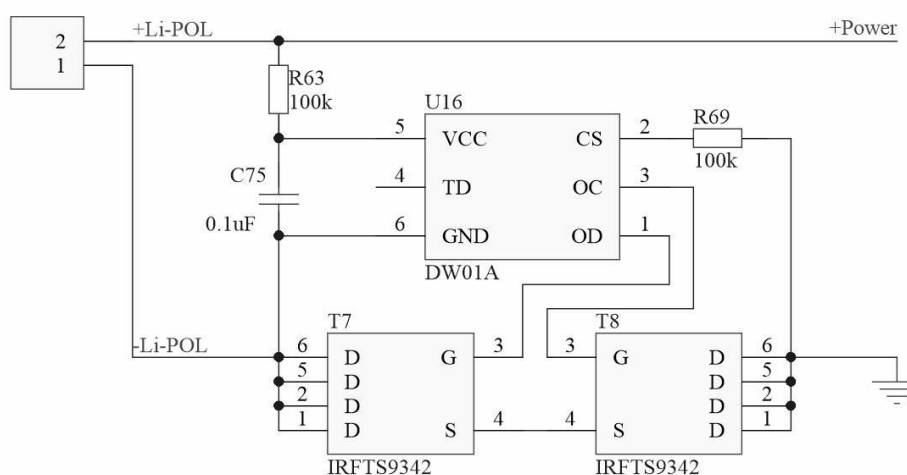


Сурет 48 – Аккумулятордың қалған зарядын анықтау блогының принциптік схемасы.

Артық зарядталу /артық разрядталудан қорғаныш блогы

Li-POL аккумуляторды эксплуатациялаған кезде заряд/разряд режимдерін қатаң сақтау талап етіледі. Аккумулятордың артық разрядталуын және істен шығуын болдырмау үшін зарядтау циклінің соңында тоқты және кернеуді шектеу қажет. Сондай ақ аккумулятор разрядталғанда және Li-POL аккумуляторлар үшін минималды кернеуден төмендеген кезде жүктемені толық өшіру талап етіледі. Бұл режимдер N&M Semiconductor компаниясы өндірген DW01A микросхемасымен қамтамасыз етіледі [172].

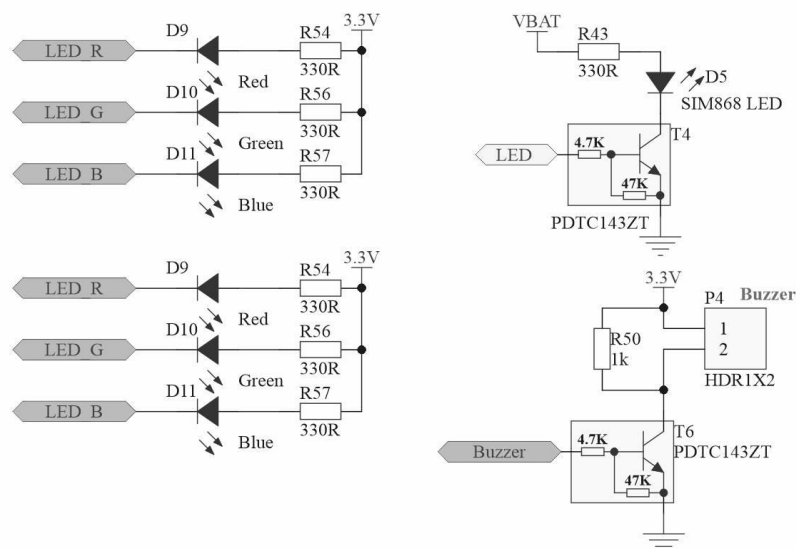
Микросхема төменгі иықта N-MOSFET күш транзисторларымен жүктемені басқаруға көмектескен кезде артық разрядталу / артық разрядталудан аккумуляторды қорғауды қамтамасыз етеді. Аккумуляторды қорғау блогының әзірленген схемасы 49 суретте көрсетілген.



Сурет 49 – Аккумуляторды қорғау блогының принциптік схемасы.

Индикация және хабарлау блогы

Портативті мобильді кардиоанализатор индикациясы аккумулятор зарядын басқару блогында заряд режимін анықтайтын үш жарық диодымен; байланыс модулінде радиоканал жұмысының индикациясын қамтамасыз ететін бір жарық диодымен; микроконтроллерге қосылған және әр түрлі бағдарламалық режимдер үшін индикацияны қамтамасыз ететін үш жарық диодымен көрсетілген. Сондай ақ микроконтроллер транзисторлық кілттің көмегімен пьезокерамика дыбыс сәулелендіргіште тұрғызылған хабарландыру жүйесін басқарады. Осы схемотехника 50 суретте келтірілген.



Сурет 50 – Индикация және хабарлау блогының принциптік схемасы.

3.1.4 Портативті мобильді кардиоанализатордың баспа платасын әзірлеу

3.1.4.1 Принциптік схеманы және қолданылатын құраушыларды талдау

Портативті кардиоанализатордың схемотехникалық шешімін жасағаннан кейін баспа платаны (БП) жобалау жүргізіледі. БП жобалау электрлік принциптік схеманы және қолданылатын құраушыларды талдаудан басталады. Талдау конструкциялық орындау мүмкіндіктері тұрғысынан немесе шектеулерді ескеріп құрастыру тұрғысынан жүргізіледі (жылулық, электрлік, магниттік және электромагниттік өзара әсер ету).

Құрылғының электрлік принциптік схемасын және қолданылатын құраушыларды талдау нәтижелері бойынша келесілер анықталады:

- Құрылғының конструкторлық күрделілігі;
- БП конструкциясын анықтайтын параметрлер (жылдам әрекет ету, шашырайтын қуат, жиілік және т.с.с.);
- БП конструкциясы;
- Монтаж саңылауларының пішіні;
- Жанасу алаңдарының (ЖА) пішіні;

Құрылғының электрлік принциптік схемасын талдаған кезде (А, В Қосымшаларын қараңыз) құрылғы төрт ірі функциялық блоктан тұратындығын анықтаймыз:

- АЦТ блогы.
- Процессорлық блок.
- Байланыс блогы.
- Қоректендіру және аккумулятор зарядының блогы.

Портативті кардиоанализаторды әзірлеген кезде (1 нұсқа) 202 құраушыдан 59 позициядағы (номиналдағы) тізім пайдаланылған.

2 нұсқаны әзірлеген кезде 215 құраушыдан 85 позициядағы (номиналдағы) тізім пайдаланылған. Құрылғының конструкторлық күрделілігі жеткілікті түрде жоғары, себебі өте көп құраушылар қолданылады.

Жұмыс жиіліктерінің диапазондары бойынша құрылғы ЖЖЖ жатқызылмайды. Байланыс блогында ғана 2.4ГГц аспайтын жиіліктерде жұмыс істеу үшін жеке дайын модуль пайдаланылады, сондықтан беріліс желілерінің модульмен сәйкестендірілуі минималды және зауыттық дайындалған осы модуль үшін сәйкестендіру желілерінің типтік шешімдерін пайдалануда көрінеді.

Құрылғы аккумуляторлық қоректенуді пайдаланатындықтан, тұтынылатын, сондай ақ шашырайтын қуат үлкен емес және әзірлеген кезде шашырайтын қуат бойынша есептеулер жасау қажеті жоқ.

Құрылғылар партиясын шығару жолға қойылады деп болжам жасалынады. Сәйкесінше құраушылардың конструктивін тандау SMT құраушыларына түседі (Surface Mount Technology). Барлық құраушылар монтаждауды жеңілдету үшін және өндіріс кезінде технологиялылықты жоғарылату үшін БП бір жағында орналасуы керек.

АЦТ блогы аналогты-цифрлы болып табылады. Аналогты бөлікте сезімтал 24-разрядты АЦТ қолданылады, сондықтан баспа платада АЦТ блогы қалған схемадан ерекше орналастыруға жатқызылады. Бұл кезде АЦТ қоректендіру схеманың цифрлы және күш бөліктерінен бөлек болуы керек. Қоректендіру тізбектері бойынша схеманың цифрлы бөліктерінен кедергілерді жою үшін фильтрлер орнатылуы керек.

Процессорлық блок үшін техникалық құжаттамада көрсетілген қоректендіру мен БП тарқату бойынша барлық талаптарды орындау қажет [173].

Байланыс блогы SMT монтаждың жеке модулі түрінде орындалғандықтан, негізгі талаптар қоректендіруді және ЖЖ-тізбектерді дұрыс тармақтауға қатысты болады.

Аккумуляторды қоректендіру және зарядтау блогы үшін БП тармақтау талаптарына сәйкестендіріп, қоректендіру тізбектері бойынша кедергілерді барынша төмендету үшін жеке қабаттарда қоректендіру полигондарын орналастыру керек.

Электрлік тізбектерді жасаған кезде белгілі бір ережелерді ұстану керек, себебе әр тізбекте өзінің конструкциялық ерекшеліктері болады:

- Сигналдардың кіріс және шығыс тізбектері үшін баспа өткізгіштері паразиттік кері байланыстың орын алуын бодырмау үшін қатар немесе бір біріне параллель орналастырылмауы керек.

- «Жер» және «қоректендіру» шиналарында барынша төмен кедергі болуы керек, ал қосынды токтар өтетін «жер» шинасын барынша үлкен енмен орындау керек немесе қоректендіру үшін жеке қабаттарды пайдадану керек.

- Сигнал тізбектері бойынша паразиттік кедергілердің туындауын болдырмайтын шараларды қабылдау керек.

- Импульсті және жоғары жиілікті сигналдардың тізбектері үшін жоғары жиіліктер бойынша тарқатуды қамтамасыз ету қажет.

3.1.4.2 БП конструкциялық техникалық параметрлерін анықтау

БП конструкциясын таңдау

Портативті кардиоанализатордың электрлік принциптік схемасын талдағаннан кейін құраушыларды монтаждау тығыздығы анықталды және БП үшін арналған материалды таңдау орындалды.

БП көп қабатты болатындығы анық. Көп құраушылы баспа платаларын жобалау критерилеріне, қоректендіруге бөлінетін жеке қабаттардың санына жәнесхемотехника күрделілігіне байланысты жобаланатын БП қабаттар саны анықталды – 6 қабат. БП қабаттарының стегі 1 Қосымшада (Сурет 1.3) және 2 Қосымшада (Сурет 2.3) көрсетілген. SMT құраушыларды монтаждау БП бір жағында жүргізіледі.

БП дәлдік класын таңдау

Құраушыларды талдаған кезде БП жолдарының минималды ені құраушылардың аяқтарының минималды өлшемдерінің енінен тар болмайтындығы анықталды, ол аяқтарының өлшемі минималды құраушылар үшін 0.2мм құрайды. Сондай ақ құраушылардың аяқтарының арасындағы минималды саңылау 0.2мм кем болмайды. Осы сипаттамалар БП қандай дәлдік класы бойынша дайындалатындығын анықтайды. Жол ені минималды / жолдардың арасындағы саңылау 0.2мм/0.2мм болған кезде бұл плата ГОСТ 23.751-86 сәйкес жасаған кезде 4 дәлдік класына (0.15мм/0.15мм) түседі. БП ауыспалы саңылаулардың диаметрі 0.3мм таңдалған, бұл 4 дәлдік класына жатқызылады (0.25мм кем емес).

БП материалын таңдау

БП базалық материалы ретінде мыс қабатының қалыңдығы 18 мкм FR4 маркасының стандартты фольгаланған стеклотекстолиті таңдалды. Бұл материал айрықша сипаттамаларымен және эксплуатация кезінде тұрақты параметрлермен ерекшеленеді:

- жұмыс температураларының диапазоны кең ($-60...+105^{\circ}\text{C}$);
- су сіңіруі төмен ($0.2...0.8\%$);
- көлемдік және беттік кеделері жоғары;
- қыртыстануға төзімділік;
- жоғары қаттылығы мен беріктілік.

3.1.4.3 Altium Designer жүйесінде кітапханаларды әзірлеу

Портативті кардиоанализатордың БП әзірлеу және тармақтау Altium австралиялық компанияның Altium Designer САПР жүргізілді.

САПР толыққанды жұмыс істеу үшін жобада пайдаланылатын әр құраушы үшін кітапхананы әзірлеу талап етілді:

- құраушының шартты графикалық белгілері (ШГБ)
- құраушының отырғызу орны

Әзірленген кітапханалар базисінде аспаптың электрлік принциптік схемасын жобалау және ары қарай БП жобалау мен тармақтау жүргізілді.

Шартты графикалық белгілерді (ШГБ) әзірлеу

Барлық құраушылардың схемалық таңбаларын немесе шартты графикалық белгілерін (ШГБ) әзірлеу осы құраушыларға техникалық құжаттамаға сәйкес жүргізілді [141-173].

Әр құраушы үшін ШГБ көрінісі қалыптастырылды, тор түйіндеріндегі схемалық элементтің (таңбаның) шығыстарының аналогты және де цифрлы құраушылар үшін бірыңғай электрлік контактілері орналастырылды және көрсетілді. Тор ГОСТ 2.743-91 [174] және ГОСТ 2.759-82 сәйкес белгілі бір модульдік кадаммен қалыптастырылады [175].

Әр құраушының ШГБ қалыптастыру екі сатыда қалыптастырылды: біріншіден, таңбаның барлық шығыстары орнатылды, екіншіден, графикалық командалардың көмегімен құраушы таңбасының тікелей кескіні салынды. Құраушының шығыстары осы құраушыға арналған техникалық құжаттамаға сәйкес нөмірленді.

Құраушылардың барлық салынған ШГБ құраушылардың ШГБ кітапханасына жинақталды.

Отырғызылатын технологиялық орындарды (ОТО) әзірлеу

Барлық құраушылардың отырғызылатын технологиялық орындарын әзірлеу осы құраушыларға арналған техникалық құжаттамаға сәйкес жүргізілді [141-173].

Бір типтік құраушылар бірдей отырғызылатын орындарға ие, сондықтан жобада пайдаланылатын барлық құраушылар үшін отырғызылатын технологиялық орындардың (ОТО) жеке кітапханасы қалыптастырылды.

Құраушылардың ОТО техникалық құжаттама негізінде қалыптастырылды. Әр түрлі құраушыларда бірдей ОТО болуы мүмкін болғандықтан, құраушылардың толық кітапханасын қалыптастырған кезде бір ОТО әр түрлі құраушыларға тағайындалуы мүмкін еді.

3.1.4.4 БП конструкциясын әзірлеу

БП габариттік өлшемдерін анықтау

Құраушыларды алғашқы орналастырғанда портативті кардиоанализатордың екі нұсқасы үшін барлық құраушылардың жалпы ауданы және БП болжамды габариттік өлшемдері анықталды (Қосымша 1, Сурет 1.6). Құраушыларды нақты орналастырғаннан кейін (Қосымша 2, Сурет 2.2) және көп қабатты тармақтауды жүргізгеннен кейін БП нақты өлшемдері анықталды. БП өлшемі 120 x 60мм құрады.

Габариттік өлшемдердің деректерінің негізінде портативті кардиоанализатордың корпусын жобалау жүргізілді.

БП құраушыларды орналастыру

БП барлық құраушылары әр блоктың функциялық тағайындалуына сәйкес блоктарға бөлініп орналастырылды. Блоктың ішінде құраушылардың орналасуы өткізгіштердің ұзындықтарын қысқарту және өтпелі саңылаулардың санын азайту үшін оңтайландырылған. АЦТ блогында құраушылардың орналасуы кіріс және қиылыстағы электрлік кедергілерді төмендету үшін қосымша оңтайландырылған. Қосымша 1, сурет 1.2 және Қосымша 2, сурет 2.2 қараңыздар.

БП визуалды көрсету үшін (1 нұсқа және 2 нұсқа) және корпустық шешімді ары қарай жобалау үшін орнатылған құраушылармен БП дәл масштабтағы 3D-модельдері генерацияланды. Қосымша 1, сурет 1.1 және Қосымша 2, сурет 2.1 қараңыздар.

Өткізгіштерді тармақтау

Өткізгіштерді тармақтау БП таңдалған дәлдік класына сәйкес жүргізілді (4 дәлдік класы, 0.2мм/0.2мм кем емес). БП тармақталған қабаттары жеке Қосымша 1, 1.4 және 1.5 суреттерде, сондай ақ Қосымша 2, 2.4 және 2.5 суреттерде көрсетілген.

БП стегінде қоректендіру қабаттары қосымша бөлінген. Әр қоректендіру қабатында жеке бөлік АЦТ қоректендіру үшін және барлық қалған цифрлы бөліктен бөлек алынды.

БП жасау үшін БП шеті мен металданған қабат арасында 0.5мм минималды саңылау талап етіледі. Бұл талап БП фрезерлеу аумағында металдың болмау қажеттілігінен туындаған.

Барлық өткізгіштердің ұзындықтарын оңтайландыру және ауыспалы саңылаулардың санын оңтайландыру жүргізілген.

БП саңылаулардың жалпы саны:

- 1 нұсқа үшін - 345 саңылау (Қосымша 1, 1.2, 1.3 суреттер).
- 2 нұсқа үшін - 365 саңылау (Қосымша 2, 2.2, 2.3 суреттер).

Өндіріс үшін және БП жасау үшін файлдарды құрастыру

БП жасау үшін технологиялық жабдыққа арналған GERBER форматтағы басқарушы файлдар пакеті дайындалды. Файлдарды шығарған кезде 1 мкм дәлдік пайдаланылды. Әрбір металдау қабаты үшін және бұрғылау үшін жеке файлдар дайындалды.

Сондай ақ дәнекерлеу маскасы мен жібек графикасына арналған файлдар генерацияланды.

БП құрастыру үшін БП құраушыларды орналастыру схемасы да дайындалды:

- 1 нұсқа үшін - Қосымша 1, Сурет 1.6.
- 2 нұсқа үшін - Қосымша 1, Сурет 2.6.

Жоғарыда аталған технологиялық жабдыққа арналған GERBER форматтағы басқарушы файлдардың пакеттері және бұрғылау пакеттері (1 нұсқа және 2 нұсқа) «РЕЗОНИТ» ЖШҚ компаниясына, Зеленоград қ., Ресей БП жедел жасап шығару үшін жіберілді [176].

Дайын БП алғаннан кейін БП 2 нұсқасына монтаж жүргізілді, бағдарламалау орындалды және жобаға орналастырылған портативті мобильді

кардиоанализатордың аппаратты бөлігінің схемотехникалық және конструкциялық шешімдерінің жұмысқа қабілеттілігі расталды.

3.1.5 Баспа платаны жобалаған кездегі есептеулер

3.1.5.1 Өткізгішті беріліс желісі ретінде анықтау

Баспа платаны тармақтаған кезде радиотаратқыш модульге чип-антеннаны қосу қажеттілігі анықталды. Антенналардың жұмыс жиіліктері 1.8...2.48 ГГц аралықта жататындықтан, талдау жасап жолақты желі әртекті беріліс желісі болады ма, соны анықтау керек, себебі жоғары жылдамдықты құрылғыларды жобалаған кезде сигналдардың әр түрлі шағылулары мен бұрмаланулары туындайды. Сигнал өз бүтіндігін сақтауы үшін баспа платасында белгілі бір ендегі өткізгіштер түрінде берілген толқындық кедергімен беріліс желілерін әзірлеуді жүргізу қажет. Бұрмаланусыз сигналды жіберу сигнал көзінен қабылдағышқа дейін берілген толқындық кедергімен беріліс желісі бойынша мүмкін болады.

Баспа өткізгіштерінің электрлік ұзындығы өтетін сигналдың минималды толқын ұзындығына және сәйкесінше осы сигналдың фронтының ұзақтығына тәуелді болады. Егер баспа платадағы мыс өткізгіш сигнал фронтына қатысты өте үлкен ұзындыққа ие болса, онда бұрмаланудың алдын алу үшін осындай өткізгішті беріліс желісі ретінде есептеу қажет.

Егер мыс өткізгіштің баспа платасындағы электрлік ұзындығы сигнал фронтының 1/3 ұзындығынан артық болса, яғни өткізгіш электрлік ұзын болса, баспа платасындағы мыс өткізгіш беріліс желісі болады [177].

Сигналдың таралу жылдамдығы V_p – электрлік сигнал баспа платасындағы мыс өткізгіштің бойымен қозғалатын электрлік сигнал. Жылдамдық келесі формула бойынша есептелінеді:

$$V_p = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}}, \quad (11)$$

бұл жердеде c – жарық жылдамдығы,

ϵ_r – баспа платасының материалының диэлектрлік өткізгіштігі.

Біз жобада диэлектрлік өткізгіштігі 4.0 тең кең таралған FR-4 материалды қолданатынымыздықтан, сигналдың таралу жылдамдығы:

$$V_p = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}} = \frac{299.792458}{\sqrt{4}} \text{ мм/нс} = 149.89 \text{ мм/нс}$$

тең болады.

баспа платасының ұзындығы L_T сигнал фронтының 1/3 ұзақтығы ережесі бойынша есептелінеді:

$$L_r \geq \left(\frac{T_r}{3}\right) * V_P, \quad (12)$$

бұл жерде L_r – баспа өткізгішінің ұзындығы,
 T_r – сигналдың өсу уақыты, нс.

Осылайша, баспа өткізгішінің ұзындығы келесідей болғанда, FR-4 материалды қолданған кезде беріліс желісі ретінде қарастыру керек:

$$L_r \geq \left(\frac{T_r}{3}\right) * V_P, \quad (13)$$

$$L_r \geq T_r * 49.96 \text{ мм},$$

Осылайша, егер $T_r=1$ нс, онда:

$$L_r \approx 50 \text{ мм},$$

ал егер $T_r=400$ пс, онда:

$$L_r \approx 20 \text{ мм}.$$

Яғни, жоғарыда келтірілген жағдайлар үшін 2.48 ГГц жиіліктер үшін 20 мм және одан артық ұзындыққа ие баспа өткізгішті қосымша сәйкестендіру талап етілетін беріліс желісі ретінде қарастыру қажет.

3.1.5.2 Микрожолақты беріліс желісінің толқындық кедергісін есептеу

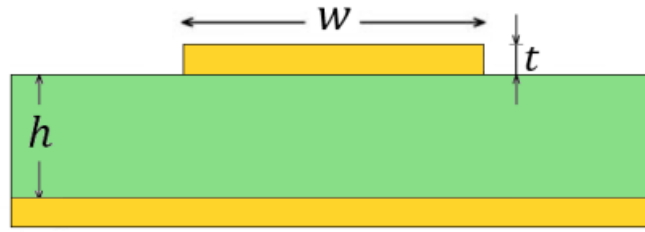
Радиомодульден антеннаға дейін беріліс желісінің толық толқындық кедергісі (импеданс) 50 Ом тең болуы керек, себебі GSM/GNSS модуль толқындық кедергісі 50 Ом дейін жететін антенналармен жұмыс істеуге есептелген антенналық шығысқа ие болуы керек.

Модуль мен антеннаны жалғайтын беріліс желісі сәйкестендірілген, яғни 50 Ом толқындық кедергіге ие болуы керек.

Егер беріліс желісі басқа толқындық кедергіге ие болса, онда баспа платасының мыс өткізгіші бойынша таралатын электромагниттік толқын әр түрлі толқындық кедергімен орталар шекарасында жартылай шағылады (беріліс желісі біртекті болғанда шағылу модуль мен антенне жалғанған жерлерде жүреді). Бұл ең жақсы жағдайда құрылғының сезімталдылығының және шығыс қуатының төмендеуіне, ал ең нашар жағдайда – модульдің шығыс каскадының істен шығуына алып келуі мүмкін.

Баспа платасын жобалаған кезде модуль мен антеннаның арасындағы беріліс желісін микрожолақты желі ретінде анықтаймыз және жобалаймыз. Микрожолақты беріліс желісінің толқындық кедергісі микрожолақ пен қайтымды өткізгіштің арасындағы диэлектриктің қалыңдығының қатынасына, сондай ақ сигналды өткізгіштің еніне тәуелді болады. Бұл қатынас тұрақты болған кезде микрожолақты желінің толқындық кедергісі де тұрақты болады. Осы параметрлер пропорционал өзгерген кезде беріліс желісінің толқындық кедергісі өзгеріссіз қалады.

Микрожолақты желінің конфигурациясы 51 суретте көрсетілген.



Сурет 51 – Микрожолқты желінің көлденең қимасы.

Микрожолқты желі әртекті беріліс желісі болып табылады, себебі жолқты өткізгіш пен жерлендірілген пластиналардың арасындағы барлық күш сызықтары төсеме арқылы өтпейді. Сондықтан микрожолқты өткізгіштің бойымен таралатын толқын «квази - Т-толқын» болып табылады. Эффе́ктивті диэ́лектрлік өткізгіштік $\varepsilon_{эф}$ төсеменің диэлектрлік өткізгіштігінен төмен, себебі қайтымды токтың төсемесінен тыс өріс ескеріледі.

Микрожолқты желіде таралтын толқын Т-толқыннан желіні диэлектрикпен симметриялы емес толтыруға негізделген электрмагниттік өрістің бойлық құраушысының болуымен ерекшеленеді (әртекті диэлектрлік ортамен). Электрмагниттік өрістің бойлық құраушылары құрылым параметрлеріне (микрожолқтың еніне және қалыңдығына, төсеменің биіктігіне және диэлектрлік өткізгіштігіне), сондай ақ жтиіліктердің жұмыс диапазонына тәуелді. Бұл микрожолқты желінің өзінің параметрлерінің (толқындық кедергі, эффе́ктивті диэ́лектрлік өткізгіштік, желідегі толқын ұзындығы, жоғалу) жиілікке (дисперсияға) тәуелділігіне алып келеді [179].

Беріліс желісінің толқындық кедергісі төмендегі формула бойынша есептелінеді [178]:

$$Z = \frac{60}{\sqrt{2(\varepsilon_r + 1)}} \ln \left(1 + \frac{4h}{W_{eff}} (A + B) \right), \quad (14)$$

бұл жерде:

$$A = \frac{4h}{W_{eff}} * \frac{14 + 8/\varepsilon_r}{11}, \quad (15)$$

$$B = \sqrt{A^2 + \frac{1 + 1/\varepsilon_r}{2} * \pi^2}. \quad (16)$$

Жоғарыда келтірілген формулалардан микрожолқтың ені W_{eff} анықталады:

$$W_{eff} = W + \frac{t}{\pi} \ln \left(\frac{4e}{\sqrt{(t/h)^2 + \left(\frac{1/\pi}{W/t + 1.1} \right)^2}} \right) \frac{1 + 1/\varepsilon_r}{2}, \quad (17)$$

Беріліс желісінің микрожолақты толқындық кедергісін тәжірибелік есептеу үшін толқындық кедергіні Z инженерлік есептеулерге арналған формулаға келтіруге болады:

$$Z = \frac{60}{\sqrt{0,47\varepsilon_r + 0,67}} \ln \left[\frac{4h}{0,67(0,8W+t)} \right], \quad (18)$$

3.1.5.3 Микрожолақты беріліс желісінің енін есептеу

Микрожолақтың енін есептеген кезде (18) формула келесі түрге түрлендіріледі:

$$W = \frac{7,463h}{\exp\left(\frac{Z\sqrt{0,4755\varepsilon_r + 0,67}}{60}\right)} - 1,25t, \quad (19)$$

$Z=50$ Ом берілген толқындық кедергі кезінде (19) формула келесі түрге түрленеді:

$$W = \frac{7,463h}{\exp\left(\frac{50\sqrt{0,4755\varepsilon_r + 0,67}}{60}\right)} - 1,25t, \quad (20)$$

немесе:

$$W = \frac{7,463h}{\exp(0,833\sqrt{0,4755\varepsilon_r + 0,67})} - 1,25t. \quad (21)$$

1,8-2,5 ГГц жиілік кезінде FR-4 шынытекстолит үшін баспа платасының материалының диэлектрлік өткізгіштігі ε_r 4.0 тең болғандықтан, микрожолақтың ені:

$$W = \frac{7,463h}{\exp(0,833\sqrt{0,4755*4 + 0,67})} - 1,25t, \quad (22)$$

немесе

$$W = \frac{7,463h}{\exp(1,3353)} - 1,25t = 1,8067h - 1,25t. \quad (23)$$

тең болады.

Баспа платасының стегін жобалаған кезде микрожолақ пен тіреу қабатының (жер полигонының) арасындағы препрег қалыңдығы h 0,15мм өлшемде берілген. Бұл кезде мыс қабаттың қалыңдығы (микрожолақтың қалыңдығы t) өндіру кезінде 0,018мм өлшемде таңдалынды. Сәйкесінше өтпелі саңылауларды қалыптастырғаннан кейін мысты отырғызу әдісімен микрожолақтың қалыңдығы 0,018мм екі есееленді және 0,036мм тең болады.

Келтірілген нақтылаулардан кейін (13) формула бойынша микрожолактың ені W есептелінеді:

$$W = 1,8067h - 1,25t = 0,226 \text{ мм.} \quad (24)$$

3.1.6 Портативті кардиоанализатордың бағдарламалық қаматмасыз етуін әзірлеу

Диссертациялық жұмыстың бағдарламалық бөлігі бойынша келесілер әзірленді:

- Микроконтроллерден деректерді алу алгоритмдері; (Қосымша 3)
- АЦТ көмегімен сигналдарды өңдеу алгоритмдері әзірленді. (Қосымша 3)
- MicroSD картамен жұмыс және өлшенетін параметрлерді жазу функциясы қосылды. (Қосымша 3)
- Шуды төмендету үшін фильтрация коды оңтайландырылды. (Қосымша 4)
- 3 критикалық жағдай қосылды (Қосымша 5)
- SIM картамен жұмыс функциясы қосылды, сондай ақ AT командалар жазылды (Қосымша 6)

Қазіргі уақытта біз шуды төмендету үшін фильтрация кодын жетілдіріп жатырмыз.

Портативті кардиоанализатордың зертханалық үлгісін әзірлеу үшін IAR Embedded Workbench бағдарламалық орта пайдаланылды. IAR Systems және STMicroelectronics 8-биттік STM8 микроконтроллерімен және 32-биттік STM микроконтроллерімен тығыз жұмыс істейді. Бағдарламалық орта осы көп функциялық микроконтроллерлерге толық қолдау көрсетеді. Arm Cortex – M базасындағы STM32 микроконтроллерлер тобы Cortex A9 базасындағы SPEAr кіріктірілген микропроцессорлармен бірге IAR Embedded Workbench for Arm қолдау көрсетіледі. 8-разрядтық STM8 микроконтроллер және STLUX цифрлық контроллер жарықтандыру үшін STM8 үшін IAR Embedded Workbench пайдаланылады.

Жобаларды жасау үшін STM32CubeMX бағдарламасын пайдаланды. STM32CubeMX – бұл STM32 микроконтроллерін және микропроцессорларды өте оңай конфигурациялауға, сондай ақ Arm® Cortex® -M ядросы үшін Arm® Cortex® - Ядро) үшін Linux® құрылғысының жартылай ағашын кадамдық процесс арқылы C инициализацияның сәйкес кодын генерациялауға мүмкіндік беретін графикалық инструмент.

Бірінші кадам перифериялық құрылғылардың талап етілетін жиынтығына сәйкес келетін STMicroelectronics STM32 микроконтроллерін немесе микропроцессорын таңдаудан тұрады.

Микропроцессорлар үшін екінші кадам GPIOs баптауға және барлық жүйе үшін синхронизацияны баптауға және интерактивті режимде® Cortex®-M перифериялық құрылғыларды немесе® A әлемнің бас ми қыртысына

орнатуға мүмкіндік береді. Баптау және DDR баптау сияқты арнайы утилиттер STM32 микропроцессорлармен жұмысқа оңай кірісуге мүмкіндік береді. Cortex ®-М үшін ядро, конфигурация микроконтроллер үшін сипатталған сатылармен бірдей қосымша сатылардан тұрады. Arm ® Cortex ® -М микроконтроллерлер және микропроцессор үшін екінші қадам перифериялық құрылғыларды (GPIO немесе USART сияқты) және аралық бағдарламалық қамтамасыз ету стектерін (USB немесе TCP / IP сияқты) баптайтын пиндеу жанжалдарын шешу құралдарының арқасында әрбір қажетті кіріктірілген бағдарламалық қамтамасыз етуді баптаудан тұрады.

Соңында пайдаланушы таңдалған конфигурация нұсқаларына сәйкес келетін генерацияны іске қосады. Осы сатыда Arm ® Cortex ® -М үшін бірнеше әзірлеу ортасында пайдалануға дайын C инициализация коды немесе Arm ® Cortex ® -А үшін арналған Linux ® құрылғылардың жартылай ағашы ұсынылады. STM32Cube құрамында STM32CubeMX беріледі.

НЕГІЗГІ ЕРЕКШЕЛІГІ КЛЮЧЕВАЯ ОСОБЕННОСТЬ

- STM32 интуициялық түсінікті микроконтроллер және микропроцессорды таңдау
- Төмендегілерді баптауға мүмкіндік беретін пайдаланушыға қолдануға қарапайым графикалық интерфейс:
 - Жанжалдарды автоматты шешетін пиндеу
 - Перифериялық құрылғылардың және Arm Cortex –М ядросы үшін параметрлерінің шектеулерін динамикалық тексеретін аралық бағдарламалық қамтамасыз етудің функциялық режимдері
 - Конфигурацияларды динамикалық тексеретін сағаттар ағашы
 - Тұтынудың бағалық нәтижелерімен қуат реті
 - Arm Cortex –М ядро үшін IAR™, Keil және GCC компиляторлармен сәйкес келетін C инициализация кодының жобасын құрастыру
 - Arm Cortex -А ядро (STM32 микропроцессорлар) үшін құрылғылардың жартылай ағашының Linux генерациясы
 - Windows, Linux и MacOS (MacOS АҚШ басқа елдерде тіркелген Apple компаниясының сауда маркасы болып табылады) ДК немесе Eclipse, плагин арқылы жұмыс істейтін операциялық жүйелер, жеке бағдарламалық қамтамасыз ету ретінде болуы.

MicroSD картаның коды

MicroSD карта SDIO интерфейс арқылы қосылған. Интерфейстер – Connectivity арқылы қосылған.



Сурет 52. MicroSD картаның кодын генерациялауға арналған жоба

Кітапханаларды қосамыз

```
#include "main.h"
```

```
#include "fatfs.h"
```

```
#include "sdio.h"
```

```
#include "gpio.h"
```

Осыдан кейін біз Project Manager → Generate Code басамыз

IAR Embedded Workbench ортасындағы кодты ашамыз

3D Акселерометрдің коды



Сурет 53. 3D акселерометрдің кодын генерациялауға арналған жоба

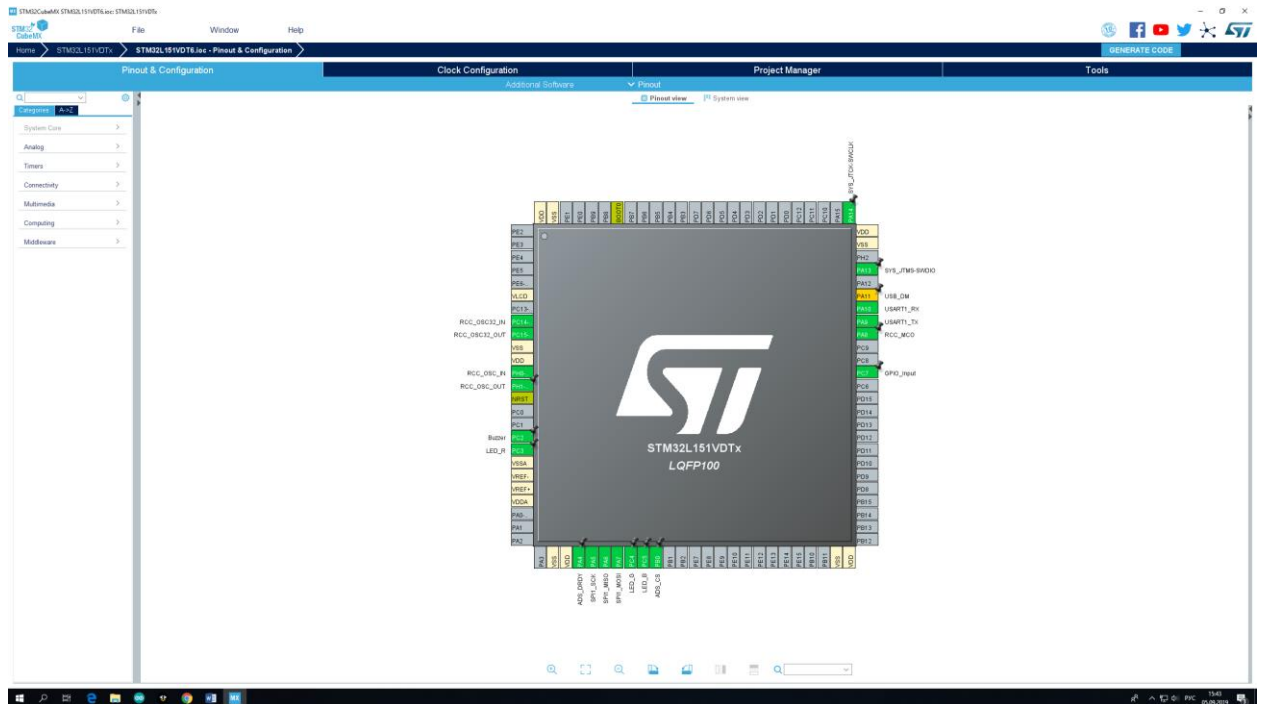
3D Акселерометрді I2C интерфейс арқылы қосамыз

Интерфейстерді біз – Connectivity арқылы қосамыз

Кітапханаларды қосамыз

```
#include "main.h"
#include "i2c.h"
#include "gpio.h"
#include "lis3dh_reg.h"
```

АЦТ сигналдарды алуға арналған код



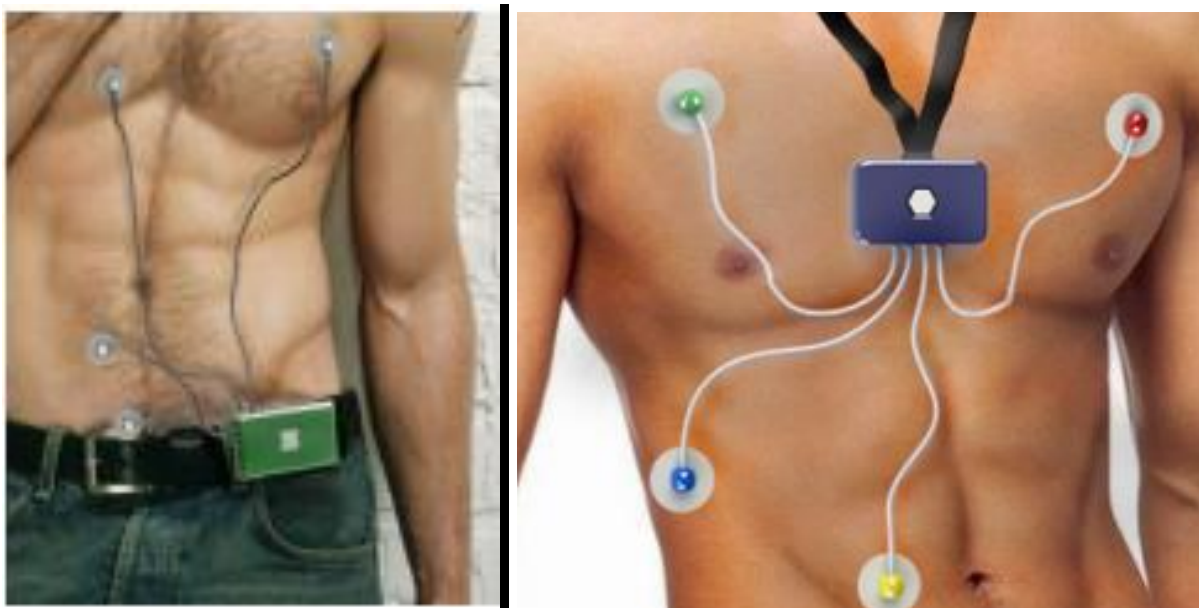
Сурет 54. АЦТ сигналды алуға арналған кодты генерациялау жобасы

Кітапханаларды қосамыз

```
#include "ADS1298.h"
#include "string.h"
#include <stdbool.h>
#define RXBUFSIZE 27
#define TXBUFSIZE 30
#include "stm321xx_hal.h"
```

3.2 Аспаптарды тағу және электродтарды қосу ережелері

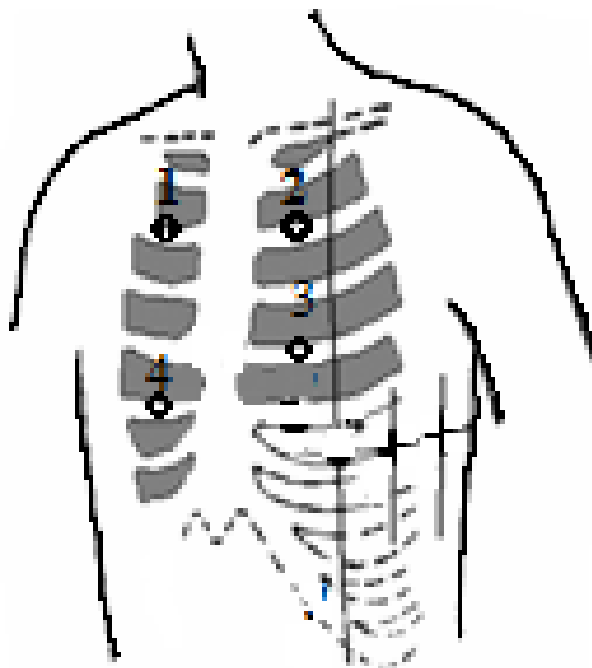
ЭКГ дұрыс орындау үшін дұрыс жалғау маңызды. ЭКГ ең кеңінен таралған мәселелері электродтың нашар конактінен және қосылмаған тармақтардан туындайды.



Сурет 55. Төрт тармағы және бекітпелері бар мойынға тағатын алқа түріндегі аспаптың нұсқасы.

Тармақтарды пациентке жалғау тәртібі:

1. Электродтардың орналасқан орнын таңдаңыз. («Электродтардың орналасқан орны» схемасын қараңыз - *Сурет 56*)
 - Жазық аумақтарды таңдаңыз.
 - Май және сүйек аумақтарына, сондай ақ негізгі бұлшықет ауматарына тақпаңыз.
2. Электродтарды орналастыратын орынды дайындаңыз.
 - Шашты қырып тастаңыз немесе түйреп қойыңыз.
 - Теріні мұқият тазалаңыз және құрғатып сүртіңіз. Теріні дайындау үшін сабын және суды, изопропил спиртті немесе сулықты пайдаланыңыз.
3. Тармақ сымдарын электродтарға жалғаңыз.
4. Электродтарды пациентке бекітіңіз.



Сурет 56. Электродтардың орналасатын орындарының схемасы

Кесте 14

Кабель түстері мен сәйкес электродтардың салыстырмалы кестесі

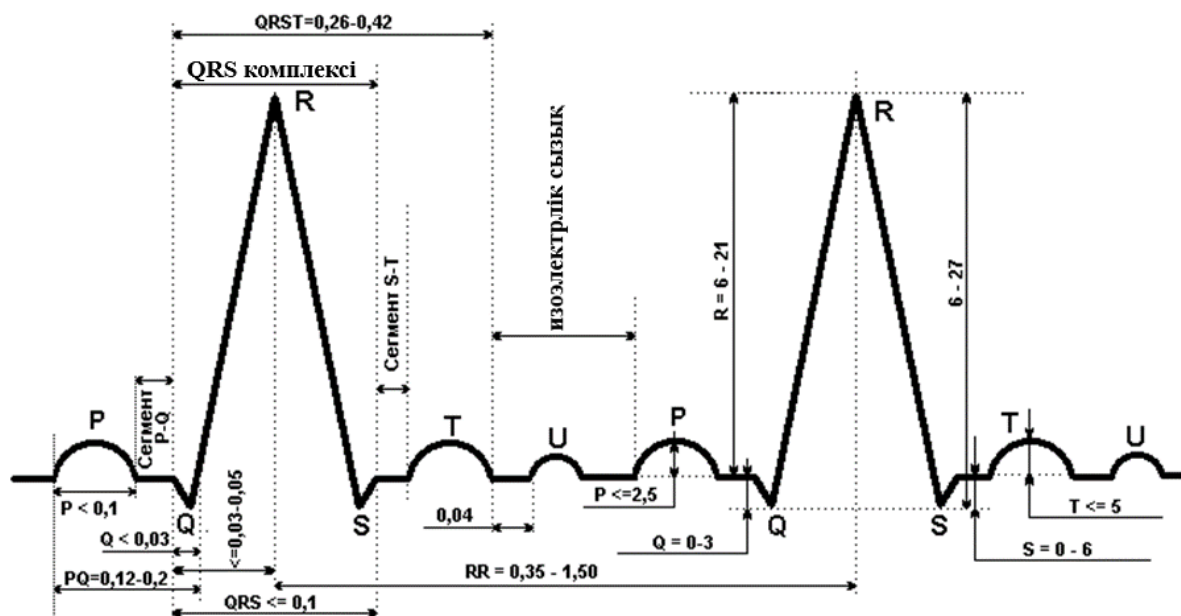
Тармақ нөмірі	Тармақ түсі	Орналасқан орны
1	Қызыл	Оң жақ кеудедегі екінші қабырға аралығы
2	Сары	Оң жақ кеудедегі төртінші қабырға аралығы
3	Жасыл	Сол жақ кеудедегі төртінші қабырға аралығы
4	Қара	Оң жақ кеудедегі бесінші қабырға аралығы

3.3 Пациенттің критикалық күйін анықтау үшін ЭКС талдау

Автор әзірлеген ЭКС алдын ала талдау әдістемесі 2 сатыдан тұрады:

- 1) Аналитикалық (геометриялық) ЭКС сегменттерін қандай да бір эталондық геометриямен салыстыру.
- 2) Логикалық түрлендіру тәсілімен барлық нейрондық тораптардан шығыс деректердің негізінде диагноз қою

Пациент жүрегінің күйін шұғыл-бағалау деп нақты уақыт көлемінде жүрек патологиясының болуын стандартты ЭКС (57 фигураны қараңыз) тіркелген ЭКС параметрлерімен салыстыруды айтады. Бұл кезде жүректің критикалық күйін анықтау біліктілігі жоғары мамандардың қатысуынсыз жүзеге асырылатындығын айта кету керек.

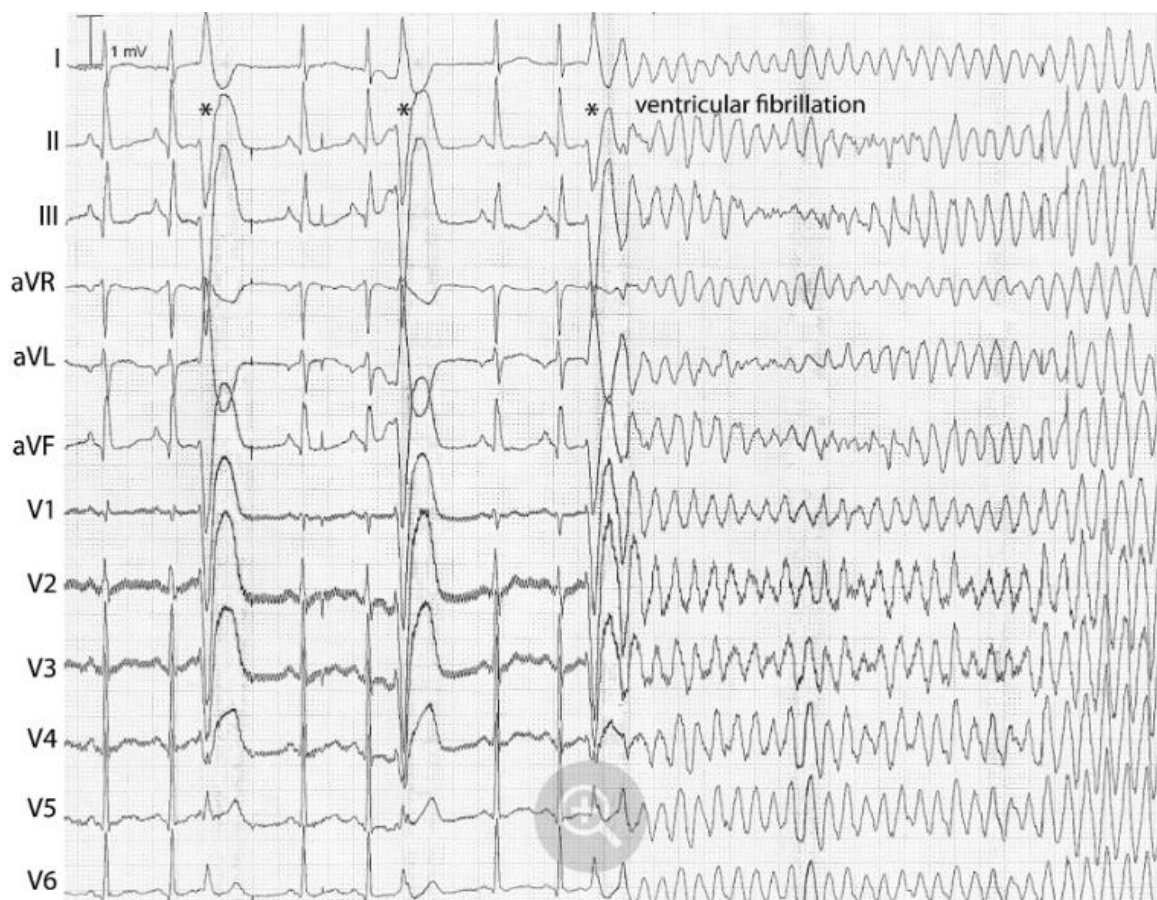


Сурет 57. Стандартты электрокардиосигнал

Жүрек күйін шұғыл бағалауда пациенттің орналасқан орнының координатасын тіркейді және оны мобильді есептегіш құрылғыға жүктейді, электрокардиосигналды алдын ала өңдейді және жүрек күйін шұғыл-бағалайды, өмірге қауіпті патологияны анықтайды, өмірге қауіпті патология болған жағдайда пациент орналасқан жерге жедел жәрдемді шақырады және пациентке «Жедел жәрдемді күтіңіз» деген хабарлама береді, миокард инфарктын анықтауды қосымша жүзеге асырады. Сырқаттың ауыр түрін анықтаған жағдайда пациенттің орналасқан орнына жедел жәрдем шақырылады және пациентке «Жедел жәрдемді күтіңіз» деген хабарлама, сондай ақ «Гериатр-дәрігердің міндетті консультациясына, пациентті жеке жүргізу жоспарын құрастыру міндетті» немесе «Гериатр-дәрігердің консультациясына барған дұрыс» ескерту, жүрек жетіспеушілігінің орташа ауырлығы анықталған жағдайда «Әлсіз» пациент хабарламасы беріледі.

Жүрекшелердің фибрилляциясы – жүрек жүрекшелерінің бұлшықет талшықтарының жеке топшаларында координацияланбаған, аритмиялы, әр түрлі жиырылулармен сипатталатын жүрек ритмінің өмірге қауіп келтіретін бұзылуы. Жүрекшелердің осындай жиырылуларының жиілігі минутына 300 жетеді және қан айналымының бұзылуына және тіпті жүректің тоқтауына – кенеттен жүрек өліміне алып келеді. Көбінесе жүрек ұстамасы немесе миокард инфаркты болған адамдарда туындайды.

Оң жакта осы қысықтарда жүрекшелердің фибрилляцияларына тән хаосты суретпен өте жиі және ретсіз толқындар көрсетілген.



Сурет 58. Жүрекшелердің фибрилляциясы

Жүрекше фибрилляциясы кезінде жүрекшелер вибрацияланады және координацияланған жиырылу жасай алмайды. Жүрек мүлде қан айдамайды, сондықтан жүрекше фибрилляциясын жүрек тоқтауының себептерінің бірі деп есептейді. Жедел емдемеген жағдайда ол өлімге алып келеді.

Жүрекше фибрилляциясының ең таралған себебі жүрек ауруы, атап айтқанда жүректің ишемиялық ауруымен байланысты миокард инфаркты кезіндегі сияқты жүрек бұлшықетіне қанның жеткіліксіз келуі болып табылады.

Жүрекше фибрилляциясы электрокардиография (ЭКГ) нәтижелері бойынша жүректің тоқтау себебі ретінде диагностикаланады.

Синустық түйін аресті.

СТ аресті – жүрек алды мен жүрекшелердің жиырылуының болмауымен СТ белсенділігінің кенеттен тоқтауы. Синустық түйіннің әлсіреу синдромы осы патологияға ұқсас, бірақ СТ арестіне қарағанда Синустық түйіннің әлсіреу синдромы созылмалы жағдай. СТ аресті қатты және вагатониясы анық көрінетін пациенттерде Синустық түйіннің әлсіреу синдромынсыз, каротидтік синус синдромымен, мұздай суға түскенде, стенокардия ұстамасы кезінде

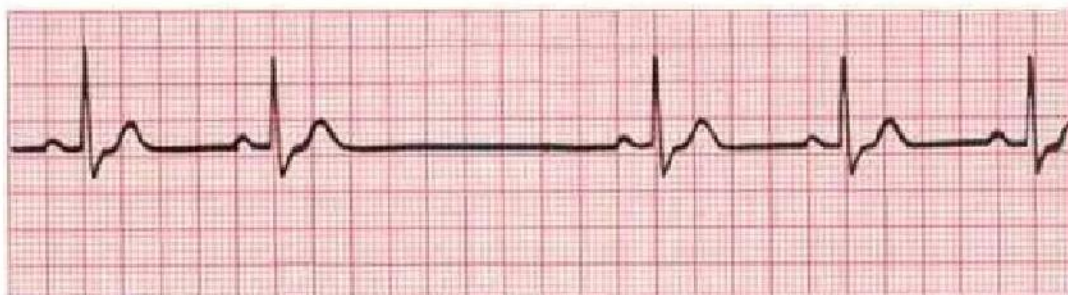
миокардтың қатты ишемиясы кезінде, сондай ақ кейбір ААП қабылдаған кезде дамиды.

СТ-блокада келесі себептерге негізделуі мүмкін:

- 1) импульсті синусты түйіннен жүрек алдына жүргізу блокадасы;
- 2) синустық түйінде импульстің түзілуінің болмауы;
- 3) импульстің жеткіліксіз күші;
- 4) жүрек алдының жеткіліксіз қабылдағыштығы (қозғыштығы).

Синоатриаль (СА) блокада келесі түрлерге бөлінеді: жартылай; I дәрежелі; II дәрежелі I және II типті; алысқа кеткен блокада; толық (немесе III дәрежелі). СА 0,16—2,4% адамдарда, көбінесе 50–60 жастан кейін және ер адамдарға қарағанда әйелдерде жиірек кездеседі.

ЭКС түйін ритмін ығыстыратын QRS болмайтын ұзақ үзілістер болуы мүмкін.



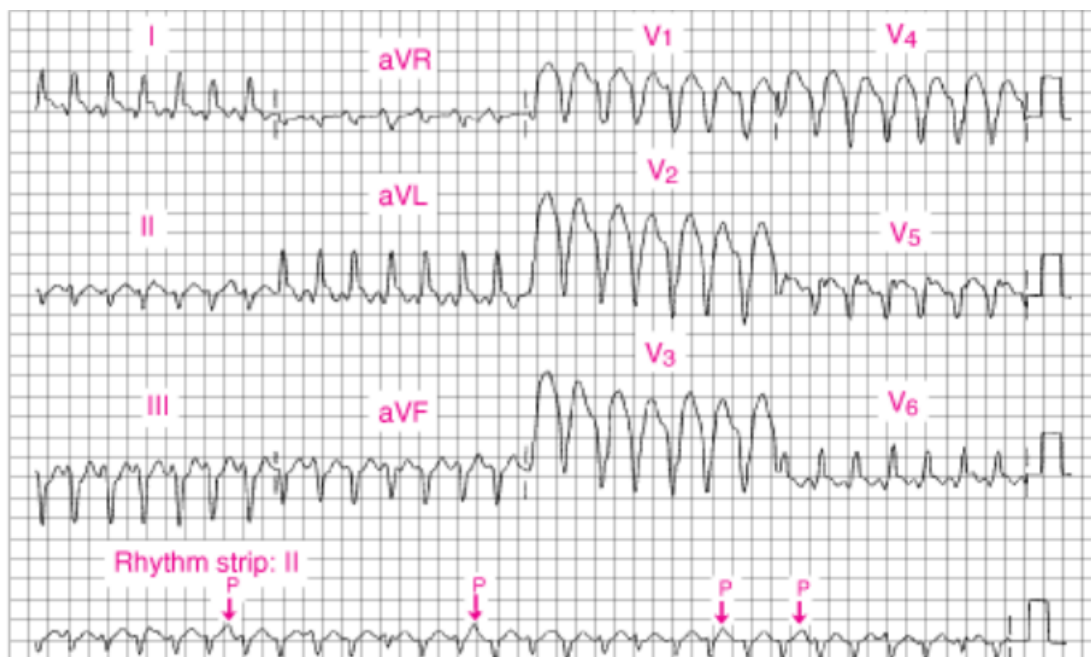
Сурет 59. Синустық түйіннің аресті

Қазіргі уақытта тәуліктік холтерлік мониторлау – бақылау тәулігіндегі жүрек ритмінің уақытша бұзылуларының ең сенімді диагностика әдісі (ЭКГ үзіліссіз жазу). Бірақ холтер аппараттың негізгі кемшілігі нақты уақытта патологияны анықтау функциясының жоқ болуынан өлімге алып келетін жағдайдың алдын алудың мүмкін еместігі. Диссертациялық жұмыста ұсынылатын инвазивті емес кардиодиагностика жүйесі пациенттің синустық аресттен кенеттен өлуінің алдын алу мүмкіндігіне ие.

QRS кең кешендері бар тахикардиялар.

QRS кең кешендері бар тахикардиялар кардиологтардың, реаниматологтардың, жедел жәрдем дәрігерлерінің тәжірибесінде жиі кездеседі және емдеу тәсілін дұрыс анықтау үшін нақты дифференциал диагнозды талап етеді [8,11]. Кең кешендері бар тахикардияның дифференциалды диагностикасының қиындықтары көптеген критерилердің жеткіліксіз сезімталдылығымен негізделген.

QRS кең кешендері бар тахикардиялар деп жүрек жиырылуының жиілігі (ЖЖЖ) 150 сок/мин және QRS ұзақтығы бір полюсті кеуді тармағында (V1-V6) 120 мс ұзақ тахикардияны немесе ұзақтығы 110 бастап 120 мс дейінгі, морфологиясы Гис шоғырының бір немесе екі аяғының блокадасына тән QRS тахикардияны есептейді.



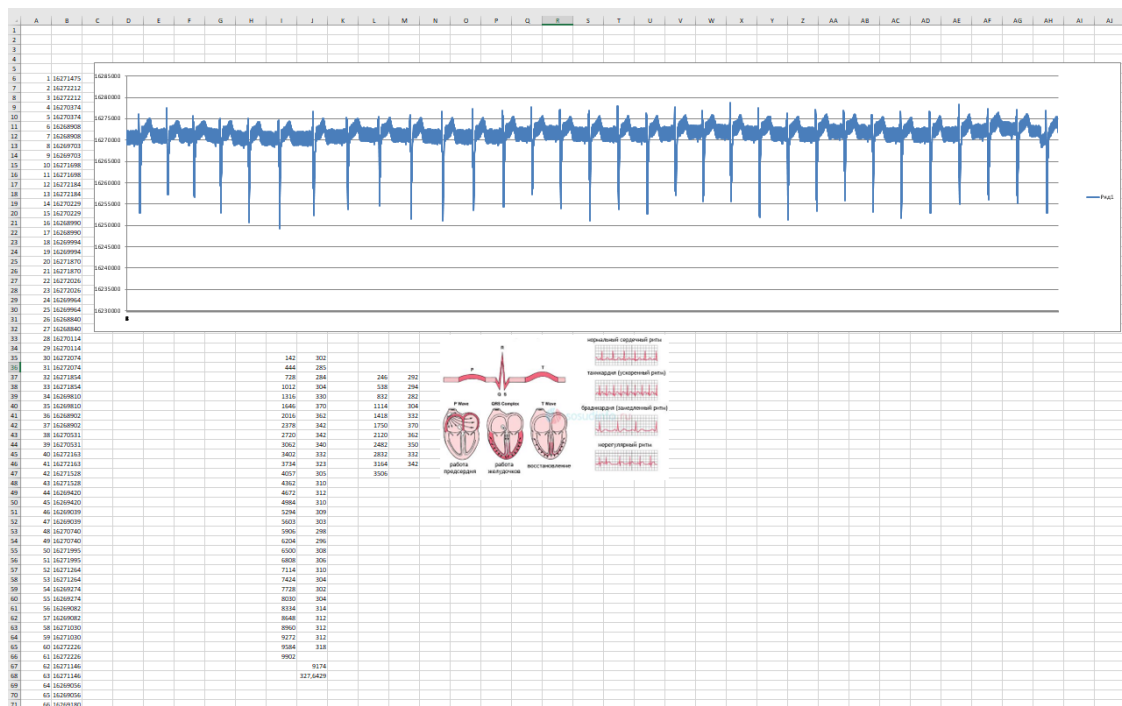
Сурет 60. QRS ке жүрекше тахикардиясы

QRS кешендері ке тахикардиялар қатарына келесілер жатқызылады:

- 1) Пароксизмальді жүрекшелі тахикардиялар.
- 2) Пароксизмальді жүрекше үсті тахикардиялары:
- 3) Гис шоғырының аяқшаларының тахитәуелді функциялық блокадаларымен діріл пароксизмдері (ДП) немесе жүрек алды фибрилляциялары.
- 4) Аяқша блокадасы немесе Гис шоғырының аяқшалары шектеулі сырқаттарда анық көрінетін синусты тахикардия.

QRS кешендері кең тахикардиялардың әр түрлі нұсқалары әр түрлі клиникалық мәнге ие және шегерілмейтін белгілі бір іс-шаралар кешенін талап етеді. Сондықтан QRS кешендері кең тахикардия нұсқаларын жылдам анықтау маңызды.

Критикалық жағдайларды анықтау EXCEL есептелген.



Сурет 61. Критикалық жағдайлар үшін деректерді есептеу

ЭКС амплитудалық уақыттық сипаттамасын есептегеннен кейін пациенттің критикалық күйін анықтау алгоритмдері әзірленген (Қосымша 5).

15 кестеде 57 суретте көрсетілген стандартты ЭКС сәйкес әрбір патология үшін критикалық шарты келтірілген:

Кесте 15. Пациенттің критикалық күйі үшін ЭКГ сипаттамалары

№	В	
1	Жүрекшелердің фибрилляциясы	$PQ > 0.1/0.2 \text{ мс}$
2	Синус арест	$RR > 3 \text{ секунд}$
3	QRS кешендері кең тахикардиялар	$QRS > 2 \text{ секунд}$

3.4. ЭКГ визуализациясы үшін портативті кардиоанализатордан сигнал алу

Кардиологиялық жүйенің бағдарламалық-аппараттық бөлігінің қолданушы интерфейсінің клиенттік жағы (frontend) пайдаланушы интерфейстерін құруға арналған Vue.js ашық JavaScript шеңберінде жасалды. Vue.js - басқа JavaScript кітапханаларын қолданатын жобаларға оңай енеді. Реактивті стильдегі бір парақты қосымшаларды дамытуға арналған веб-құрылым ретінде жұмыс істей алады.

Vue.js - MVVM (Model-View-ViewModel) архитектуралық үлгісін пайдаланып веб-интерфейстерді құруға арналған JavaScript кітапханасы. Vue тек «презентация қабатында» жұмыс істейтіндіктен және орта бағдарламалық жасақтама мен артқы жағында қолданылмайтындықтан, ол басқа жобалармен және кітапханалармен оңай интеграцияланады. Vue.js презентация деңгейінің

кең спектрін қамтиды және оны бір беттік қуатты веб-қосымшаларды құру үшін пайдалануға болады. Vue.js негізгі кітапханасы өте аз көлемді (тек 17 КБ). Бұл Vue.js жоба жүктемесінің аз болуын және сайттың тез жүктелуін қамтамасыз етеді [181].

Сервистің аппараттық-бағдарламалық бөлігі (backend) - MVC дизайн үлгісін қолдана отырып, Python-дағы Django веб-қосымшаларына арналған ақысыз негізде жасалған.

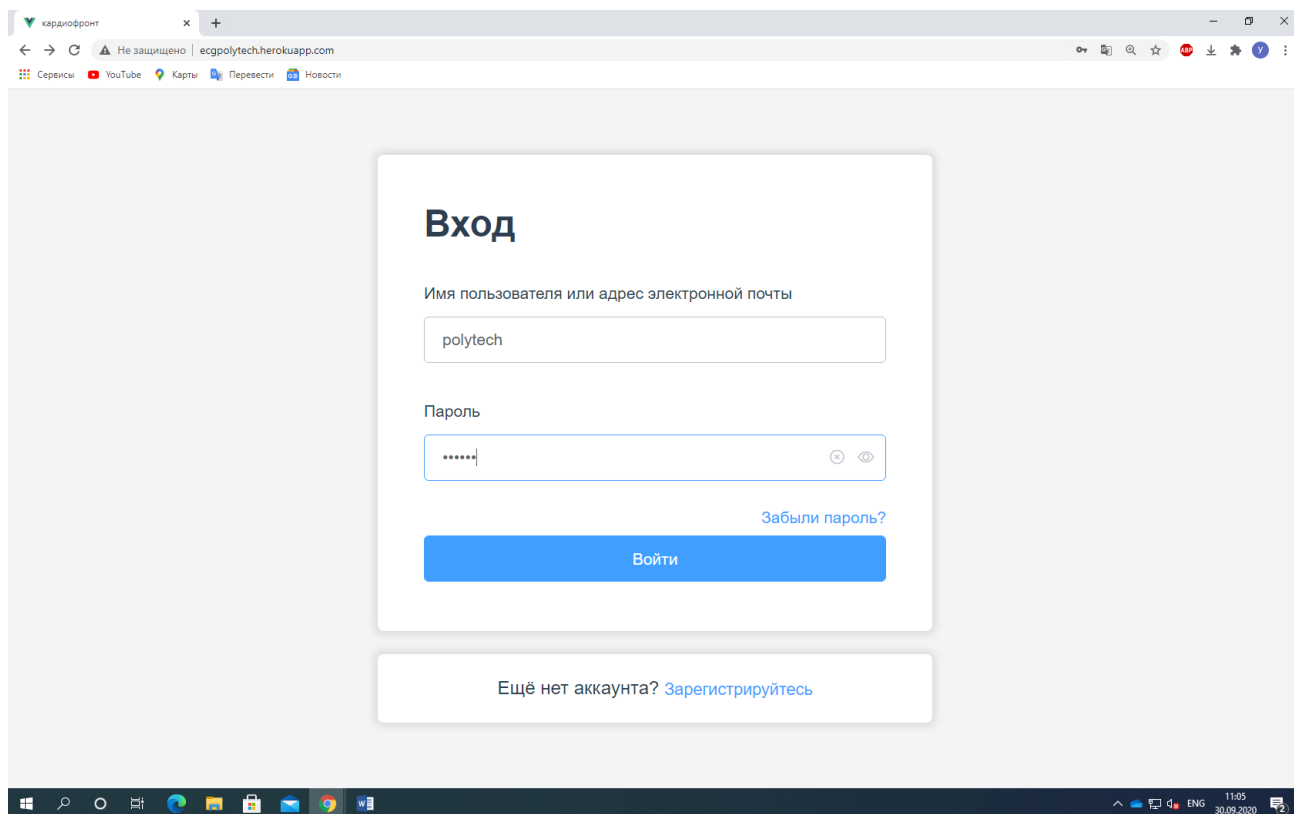
Django сайты бір немесе бірнеше қосымшалардан құрастырылған, оларды иеліктен шығаруға болатын және қосылатын етіп жасау ұсынылады. Бұл осы құрылымның басқалардан маңызды архитектуралық айырмашылықтарының бірі (мысалы, Ruby on Rails). Рамканың негізгі қағидаларының бірі - DRY (ағылшыша Don't repeat yourself - өзіңізді қайталамаңыз). Сондай-ақ, басқа фреймдерден айырмашылығы, Django-дің URL өңдеушілері тұрақты өрнектерді қолдану арқылы нақты түрде конфигурацияланған. Деректер базасымен жұмыс істеу үшін Django өзінің жеке ORM-н пайдаланады, онда мәліметтер моделі Python кластары арқылы сипатталады және мәліметтер базасының схемасы одан құрылады.

ЭКГ-ны алу үшін желідегі үлестірілген қосымшаның компоненттерінің өзара әрекеттесуінің архитектуралық стилі - REST API қолданылды (ағылшынша Representational State Transfer). REST - үлестірілген гипермедиа жүйесін жобалау кезінде ескерілетін шектеулердің дәйекті жиынтығы.

REST көмегімен алынған барлық ақпараттар PostgreSQL объектілік-реляциялық базасын басқарудың (DBMS) ақысыз жүйесінде сақталады. PostgreSQL, объектілік-реляциялық мәліметтер базасы, бұл жеке типтегі объектілерді және олардың мінез-құлқын, оның ішінде деректер түрлерін, функцияларын, операцияларды, домендерді және индекстерді қолдау. Бұл Postgres-ті керемет икемді және сенімді етеді. Басқа нәрселермен қатар, ол күрделі деректер құрылымын құруды, сақтауды және шығарып алуға мүмкіндік береді.

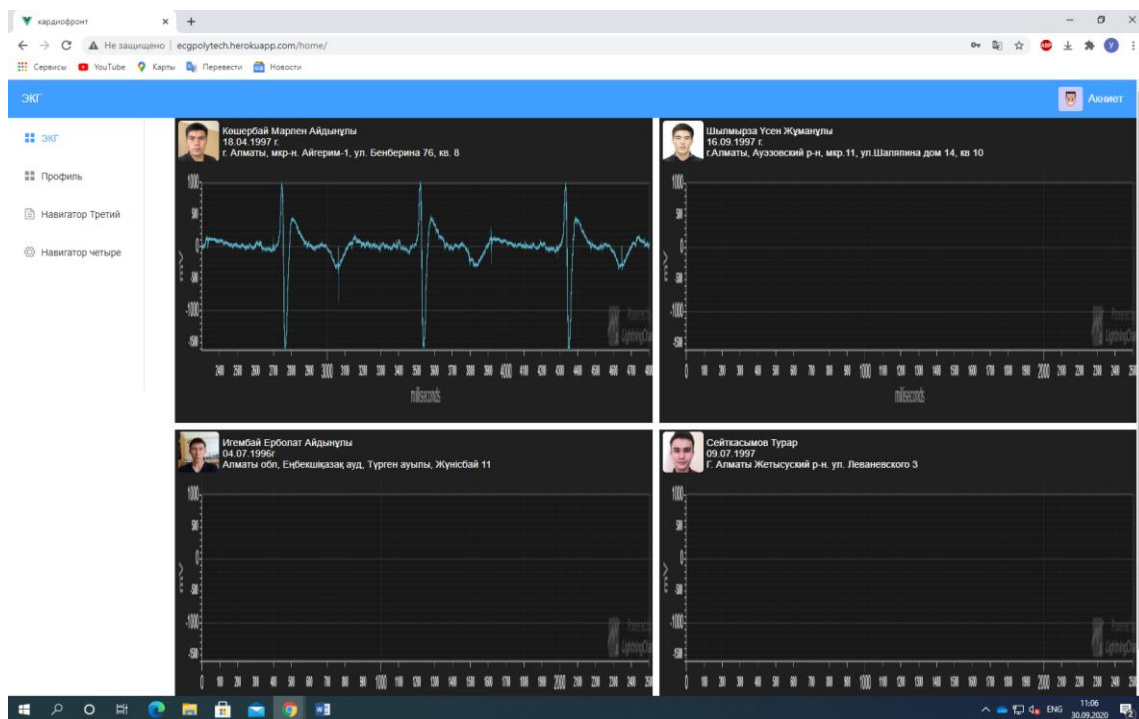
Әр пайдаланушының өз деректер өрісі бар, ол REST API арқылы Vue.js-ге жіберіледі. WEB қызметі әр секунд сайын келетін ақпаратты белгілі бір графикте жинайды, ол жүрек соғу жылдамдығымен миллисекундтарда қозғалады. Логин мен парольді енгізген кезде сайт серверге сұраныс жібереді және экранда қажетті ақпарат пайда болады.

[Http://ecgpolytech.herokuapp.com/](http://ecgpolytech.herokuapp.com/) сайты ашқан кезде авторизация экраны пайда болады (62-сурет).

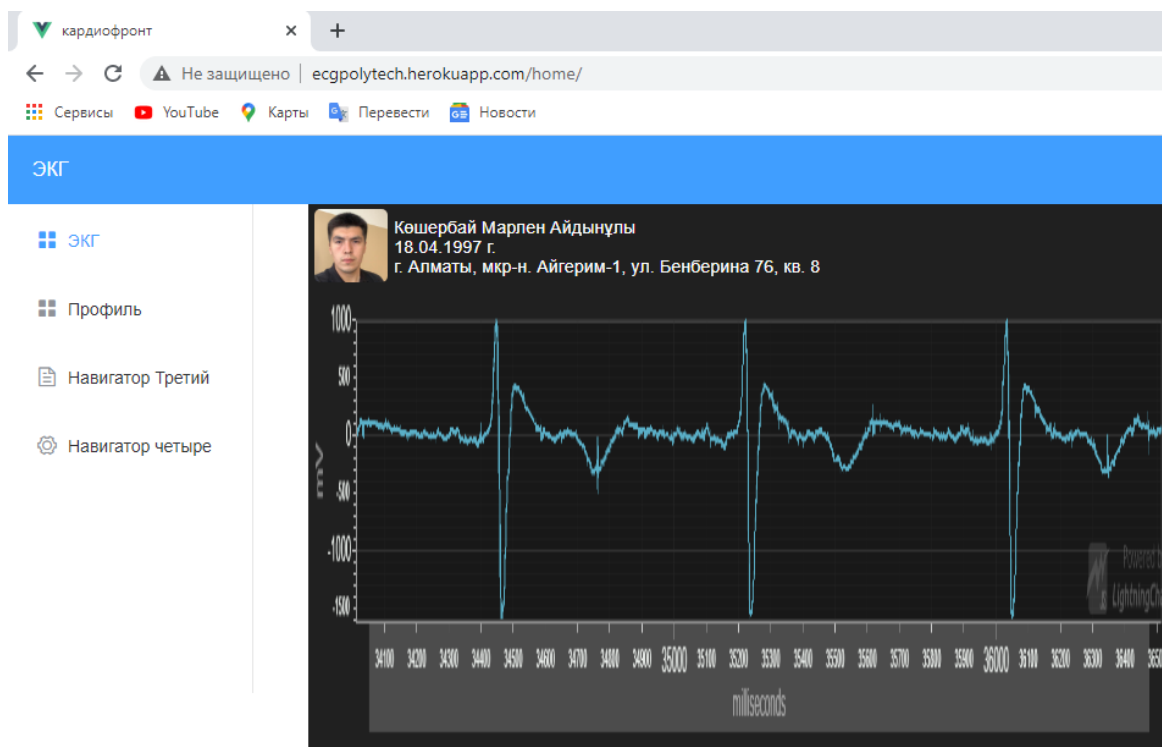


Сурет 62. Науқастың ЭКГ-ын визуализациялау сайты

Авторизация үшін пайдаланушы рөлі таңдалады (науқас немесе дәрігер). Енгізілген логиндер арқылы пайдаланушының рөлі танылып, әр түрлі сайттарға жіберіледі. Егер бұл дәрігер болса, онда экранда бірден бірнеше науқастардың жеке портативті жүрек анализаторларымен байланысты деректері көрсетіледі (63 а-сурет). Егер бұл қолданушы болса, экранда пациенттің профилі пайда болады (орналасқан жері, туған жылы, ЭКГ, 63 б - сурет).



а)



б)

Сурет 63. Кардиоанализатордан ЭКГ алу.

а - дәрігер парағы, б - науқас парағы

Кестеге сәйкес деректер серверге жіберіліп отырады, онда портативті кардиоанализатордың нөмірі (құрылғының), науқастың жеке деректері және жағдайы туралы ақпарат бар. Портативті кардиоанализатордан серверге берілетін барлық деректер науқас туралы ақпараттың қауіпсіздігі үшін шифрланған.

Енгізу нәтижелері

Еркін белсенділік жағдайында жүректің қауіпті аритмиясын анықтау үшін арналған портативті ақпараттық-өлшеу мониторинг жүйесінің осы макеті Сәтбаев университеті, Ә. Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік автоматтандыру және цифрлау институты, Робототехника және автоматиканың техникалық құралдары кафедрасында «Жүрек инженериясы» және «Биомедициналық электроника» пәндерінен білім беру барысында қолданылады және Алматы қ. «Орталық клиникалық аурухана» АҚ апробациядан өткізіліп жатыр.

Енгізу фактілері 7 Қосымшада келтірілген сәйкес құжаттармен расталған.

Тарау бойынша қорытындылар

Қалыптастырылған талаптардың негізінде жоғарыда келтірілген талаптарға сәйкес аспаптың толық функциялық блок-схемасы дайындалды және құрастырылды.

Әзірленген функциялық блок-схема бойынша талдау жүргізілді, құраушыларды іріктеу критеріі дайындалды және портативті мобильді кардиоанализатордың аппараттық платформасын жобалау үшін элементтік базаны таңдау жүргізілді. Әрбір блок үшін ұқсас құраушылар тобы іріктелді және топтан дайындалған іріктеу критерилерінде көрсетілген сипаттамалары қосындысы ең жақсы құраушы таңдалынды.

Элементтік базаны таңдағаннан кейін портативті мобильді кардиоанализатордың принциптік схемасы жобаланды. Аспаптың функциялық құрамына және оның энергияны аз тұтынуына ерекше назар аударылды.

Әзірленген электрлік принциптік схеманың негізінде жиналған күйде кардиоанализатордың дайын аппараттық платформасы болып табылатын аспаптың баспа платасы жобаланды.

Портативті мобильді кардиоанализатордың әзірленген аппараттық платформасының қолданыстағы аналогты шешіммен салыстырғанда артықшылығы платформаға платформаның өзінің аппараттық бөлігін өзгертпей кардиоанализатордың бағдарламалық бөлігін терең дамытуға және модернизациялауға мүмкіндік беретін көптеген технологиялық шешімдер енгізілгендігі.

Өндіріске жіберілген әзірленген техникалық құжаттама бойынша АЦТ каналдарының санымен және байланыс модулімен ерекшеленетін кардиоанализаторларға арналған баспа платаларының екі нұсқасы жасалды. Осы баспа платаларының негізінде магистранттардың күшімен құрылғылардың екі нұсқасы дайындалды және апробацияланды.

Аспаптың әр нұсқасы платформаға салынған схематехникалық және конструкциялық шешімдердің дұрыстығын көрсетті және осы жобаны коммерцияландыруды мүмкіндігін растады.

Құрылғы мен смартфонның арасында деректерді сымсыз жіберуді орындауға мүмкіндік беретін ЭКС тіркеу құрылғысы үшін бағдарламалық қамтамасыз ету әзірленді.

ЭКС тіркеу құрылғысынан сигналды алу, оны алдын ала өндеуді орындау, өмір үшін қауіпті жүрек аритмиясына диагностика жүргізу, диагностика нәтижелері туралы пациентке хабарлау және қосымша серверіне деректерді жіберу үшін арналған мобильді қосымша үшін бағдарламалық қамтамасыз ету әзірленді.

ҚОРЫТЫНДЫ

1. Төмендегілерді қамтамасыз ететін инвазивті емес кардиодиагностика жүйесі әзірленді:

- кедергіге жоғары төзімділікті, пациенттің еркін белсенділік жағдайында автоматты қорытындылардың сенімділігін кепілдендіретін;

- ЭКС үш деңгейлі талдауды: КК автоматты шұғыл-талдау («Автономды» режимі), КК автоматты дифференцирленген талдау («кардиоанализатор-сервер» режимі), кардиолог дәрігердің АЖО қолданып толық дәрігерлік талдау («кардиоанализатор-сервер-дәрігер» режимі);

- критикалық күй жағдайында пациентке шұғыл медициналық көрсетуді қамтамасыз ететін оның орналасқан орнын анықтау;

- критикалық күй жағдайы анықталғанда пациенттің орналасқан орнына жедел жәрдем шақыру;

- пациент туралы мәліметтерді енгізу және өзгерту;

2. Фильтрлерді адаптивті агрегациялау қағидасының негізінде көп құраушылы фильтр құрылымы әзірленді. Электрокардиосигналдарды адаптивті фильтрлеу әдісін жүзеге асыру аясында әр түрлі сигнал-кедергі жағдайлары үшін сынақ және жеке фильтрлерді таңдау жүргізілді.

3. Қалыптастырылған талаптардың негізінде жоғарыда келтірілген талаптарға сәйкес аспаптың толық функциялық блок-схемасы дайындалды және құрастырылды.

4. Әзірленген функциялық блок-схема бойынша талдау жүргізілді, құраушыларды іріктеу критеріі дайындалды және портативті мобильді кардиоанализатордың аппараттық платформасын жобалау үшін элементтік базаны таңдау жүргізілді. Әрбір блок үшін ұқсас құраушылар тобы іріктелді және топтан дайындалған іріктеу критерилерінде көрсетілген сипаттамалары қосындысы ең жақсы құраушы таңдалынды.

5. Элементтік базаны таңдағаннан кейін портативті мобильді кардиоанализатордың принциптік схемасы жобаланды. Аспаптың функциялық құрамына және оның энергияны аз тұтынуына ерекше назар аударылды. Әзірленген электрлік принциптік схеманың негізінде жиналған күйде кардиоанализатордың дайын аппараттық платформасы болып табылатын аспаптың баспа платасы жобаланды.

6. Портативті мобильді кардиоанализатордың әзірленген аппараттық платформасының қолданыстағы аналогты шешіммен салыстырғанда артықшылығы платформаға платформаның өзінің аппараттық бөлігін өзгертпей кардиоанализатордың бағдарламалық бөлігін терең дамытуға және модернизациялауға мүмкіндік беретін көптеген технологиялық шешімдер енгізілгендігі.

7. Өндіріске жіберілген әзірленген техникалық құжаттама бойынша АЦТ каналдарының санымен және байланыс модулімен ерекшеленетін кардиоанализаторларға арналған баспа платаларының екі нұсқасы жасалды. Осы баспа платаларының негізінде магистранттар мен докторанттардың

күшімен құрылғылардың екі нұсқасы дайындалды және апробацияланды. Аспаптың әр нұсқасы платформаға салынған схематехникалық және конструкциялық шешімдердің дұрыстығын көрсетті және осы жобаны коммерцияландыруды мүмкіндігін растады.

8. Құрылғы мен сервер арасында деректерді сымсыз жіберуді орындауға мүмкіндік беретін ЭКС тіркеу құрылғысы үшін бағдарламалық қамтамасыз ету әзірленді. ЭКС тіркеу құрылғысынан сигналды алу, оны алдын ала өңдеуді орындау, өмір үшін қауіпті жүрек аритмиясына диагностика жүргізу, диагностика нәтижелері туралы науқасқа хабарлау және қосымша серверіне деректерді жіберу үшін арналған мобильді қосымша үшін бағдарламалық қамтамасыз ету әзірленді.

9. Еркін белсенділік жағдайында жүректің қауіпті аритмиясын анықтау үшін арналған портативті ақпараттық-өлшеу мониторинг жүйесінің осы макеті Сәтбаев университеті, Ә. Бүркітбаев атындағы Өнеркәсіптік автоматтандыру және цифрлау институты, Робототехника және автоматиканың техникалық құралдары кафедрасында «Жүрек инженериясы» және «Биомедициналық электроника» пәндерінен білім беру барысында қолданылады және Алматы қ. «Орталық клиникалық аурухана» АҚ апробациядан өткізіліп жатыр.

ҚОЛДАНЫЛҒАН ӘДЕБИЕТТЕР ТІЗІМІ

1. Chingiz Alimbayev, Zhadyra Alimbayeva, Kassymbek Ozhikenov, Oleg Bodin, Yerkat Mukazhanov, Development of measuring system for determining life-threatening cardiac arrhythmias in a patient's free activity, Eastern-European journal of enterprise technologies, Vol 1, No 9 (103) (2020), DOI: <https://doi.org/10.15587/1729-4061.2020.197079>
2. Chingiz A. Alimbaev, Kasymbek A. Ozhikenov, Oleg N. Bodin, Mikhail N. Kramm, Fagim K. Rakhmatullof, Yerkat B. Mukazhanov, System of Non-Invasive Electrocardiac Diagnostics, 20th International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices EDM 2019: Conference Proceedings, 2019, ISBN 978-1-7281-1752-2, DOI: 10.1109/EDM.2019.8823170;
3. Ch.A. Alimbayev, K.A. Ozhikenov, Zh.N. Alimbayeva, O.N. Bodin, E.B. Mukazhanov, Development of the structure of a multicomponent filter based on The principle of adaptive aggregation of filters, 2018 IEEE 12th International Conference on Application of Information and Communication Technologies (AICT) DOI: 10.1109/ICAICT.2018.8747119;
4. Ch. Alimbayev, Zh. Alimbayeva, N. Bayanbay, K. Ozhikenov, O. Bodin, Development of a portable cardio analyzer (PCA), Неделя науки СПбПУ : материалы научной конференции с международным участием, 18–23 ноября 2019 г. Институт биомедицинских систем и биотехнологий. В 2 ч. Ч. 2. Высшая школа биомедицинских систем и технологий. – СПб. : ПОЛИТЕХ-ПРЕСС, 2019. – 159 с.
5. Zh. Alimbayeva, Ch. Alimbayev, N. Bayanbay, K. Ozhikenov, O. Bodin, Application of neural networks for processing and cardio signal analysis, Неделя науки СПбПУ : материалы научной конференции с международным участием, 18–23 ноября 2019 г. Институт компьютерных наук и технологий. – СПб. : ПОЛИТЕХ-ПРЕСС, 2019. – 145 с.
6. МН Крамм, ЧА Алимбаев, ОН Бодин, ВГ Полосин, АС Сергеев, ОБЛАЧНАЯ ОБРАБОТКА КАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ, Российский кардиологический журнал, Общество с ограниченной ответственностью «Силиция-Полиграф», 2019, 4S2
7. ЧА Алимбаев, КА Ожикенов, ОН Бодин, АК Ожикенова, Мобильный телемедицинский комплекс для оказания экстренной медицинской помощи, Методы, средства и технологии получения и обработки измерительной информации, 2018, 105-109
8. Ч.А.Алимбаев, К.А.Ожикенов, А.К.Тулешов, А.А.Туякбаев, А.К.Ожикенова, А.К.Ожикен, Ж.К.Кушегенова, Л.С.Кагазбекова, Комплекс для оказания экстренной медицинской помощи, НИИС КазПатент, патент на полезный модель
9. Баянбай Н. А. Алимбаева Ж. А. Ожикенов К. А., Алимбаев Ч. А., Метод адаптивного подавления помех в ЭКС, Неделя науки СПбПУ: Материалы научной конференции с международным участием, 19-24 ноября 2018 г., Институт биомедицинских систем и технологий, (РИНЦ)

10. Ch.A. Alimbayev, K.A. Ozhikenov, A.K. Ozhikenova, Zh.A. Alimbayeva, N. Bayanbay, Помехозащищенная предварительная обработка электрокардиосигнала, ВЕСТНИК КазННТУ, №5 (129), КазННТУ имени К.И. Сатпаева, 2018 (БАК)

11.

12. <http://www.rcrz.kz/files/ez/%D0%9A%D0%BE%D0%BD%D1%86%D0%B5%D0%BF%D1%86%D0%B8%D1%8F%20%D0%AD%D0%97.pdf>

13. https://online.zakon.kz/Document/?doc_id=31238288#pos=0;0

14. https://tengrinews.kz/zakon/pravitelstvo_respubliki_kazahstan_premier_ministr_rk/zdravooohranenie/id-P1900000982/

15. <https://informburo.kz/cards/kazahstancy-stali-v-chetyre-raza-chashche-popadat-v-bolnicu-iz-za-bolezney-serdca-pochemu-obyasnyayut-kardiologi.html>

16. Статистические данные ТОО «Мединформ», Казахстан, <http://www.medinfo.kz/#/stats>

17. де Луна А.Б. Руководство по клинической ЭКГ / под ред. Р.З. Амирова. – М.: Медицина, 1993. – 703с

18. В.В.Мурашко, А.В.Струтынский, Электрокардиография: учебн. пособие / В.В.Мурашко, А.В.Струтынский. –14-е изд., перераб. – М. : МЕДпресс-информ, 2017. – 360 с. : ил. ISBN 978-5-00030-460-0

19. Балахонова С.А., Ожикенов К.А., Полосин В.Г., Рахматуллов Ф.К., Системы неинвазивной кардиодиагностики. Монография. Под редакцией профессора О.Н. Бодина. Алматы: ТОО «Издательство LEM», 2017. – 204 с

20. Lau J, Lowres N, Neubeck L, et al. iPhone ECG application for community screening to detect silent atrial fibrillation: a novel technology to prevent stroke. Int J Cardiol. 2013;165:193–4.

21. Lowres N, Neubeck L, Salkeld G, et al. Feasibility and cost-effectiveness of stroke prevention through community screening for atrial fibrillation using iPhone ECG in pharmacies. Thromb Haemost. 2014;111:1167–76.

22. Chan P, Wong C, Pun L, et al. Head-to-head comparison of the alivecor heart monitor and microlife watchbp office AFIB for atrial fibrillation screening in a primary care setting. Circulation. 2016; 135:110–2.

23. Soni A, Earon A, Handorf A, et al. High burden of unrecognized atrial fibrillation in rural India: an innovative community-based cross-sectional screening program. JMIR Public Health Surveill. 2016;2:e159.

24. Wiesel J, Arbesfeld B, Schechter D. Comparison of the microlife blood pressure monitor with the omron blood pressure monitor for detecting atrial fibrillation. Am J Cardiol. 2014;114:1046–8.

25. Marazzi G, Iellamo F, Volterrani M, et al. Erratum to: comparison of microlife BP A200 plus and omron M6 blood pressure monitors to detect atrial fibrillation in hypertensive patients. Adv Ther. 2014;31: 1317–1317.

26. Kearley K, Selwood M, Van den Bruel A, et al. Triage tests for identifying atrial fibrillation in primary care: a diagnostic accuracy study comparing single-lead ECG and modified BP monitors. BMJ Open. 2014;4:e004565.

27. de Asmundis C, Conte G, Sieira J, et al. Comparison of the patientactivated event recording system vs. traditional 24 h Holter

electrocardiography in individuals with paroxysmal palpitations or dizziness. *Europace*. 2014;16:1231–5.

28. Kaleschke G, Hoffmann B, Drewitz I, et al. Prospective, multicentre validation of a simple, patient-operated electrocardiographic system for the detection of arrhythmias and electrocardiographic changes. *Europace*. 2009;11:1362–8.

29. Rekhviashvili A1, Baganashvili E, Tan KY, Raymakers F, Sakandelidze Ts. Reproducibility and diagnostic value of E100 event recorder for patients with complains on heart arrhythmias and no changes on multiple routine ECGs and 24-hour holter monitoring. *Georgian Med News*. 2012;203:29–33.

30. Doliwa P, Frykman V, Rosenqvist M. Short-term ECG for out of hospital detection of silent atrial fibrillation episodes. *Scand Cardiovasc J*. 2009;43:163–8.

31. Turakhia MP, Hoang DD, Zimetbaum P, et al. Diagnostic utility of a novel leadless arrhythmia monitoring device. *Am J Cardiol*. 2013; 112:520–4.

32. Barrett PM, Komatireddy R, Haaser S, et al. Comparison of 24-hour holter monitoring with 14-day novel adhesive patch electrocardiographic monitoring. *Am J Med*. 2014;127: e11–7.

33. Rosenberg MA, Samuel M, Thosani A, Zimetbaum PJ. Use of a noninvasive continuous monitoring device in the management of atrial fibrillation: a pilot study. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2012;36:328– 33.

34. Schreiber D, Sattar A, Drigalla D, Higgins S. Ambulatory cardiac monitoring for discharged emergency department patients with possible cardiac arrhythmias. *West J Emerg Med*. 2014;15:194–8.

35. Tung C, Su D, Turakhia M, Lansberg M. Diagnostic yield of extended cardiac patch monitoring in patients with stroke or TIA. *Front Neurol*. 2015;5:266.

36. Bolourchi M, Batra AS. Diagnostic yield of patch ambulatory electrocardiogram monitoring in children (from a National Registry). *Am J Cardiol*. 2015;115:630–4.

37. <https://www.dcbiomed.com/ReadMyHeart:V2.0.html>

38. Jonathan M. Engel, Member, IEEE, Vipin Mehta, Richard Fogoros M.D., Abhi Chavan, Study of Arrhythmia Prevalence in NUVANT Mobile Cardiac Telemetry System Patients, 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Diego, California USA, 28 August - 1 September, 2012

39. Li Yuan, Yanchao Yuan, Zhuhuang Zhou , Yanping Bai and Shuicai Wu *, A Fetal ECG Monitoring System Based on the Android Smartphone, Sensors, 2019 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland.

40. Vincenzo Randazzo, Jacopo Ferretti, and Eros Pasero, A Wearable Smart Device to Monitor Multiple Vital Parameters—VITAL ECG, DOI: 10.3390/electronics9020300

41. Шахов Э. К. Повышение помехоустойчивости цифровых средств измерения. – Пенза: ППИ, 1983. 48 с.

42. Дроздов Д. В., Леванов В.М. Автоматический анализ ЭКГ: проблемы и перспективы // Здоровоохранение и медицинская техника. 2004. №1. С. 48-56.

43. Дроздов Д. В. Высокие медицинские технологии – в практику функциональной диагностики. Обзорение. Медтехника. №5, май 2007. <http://www.altonika.ru/article.php?id=338>
44. Дроздов Д.В. Влияние фильтрации на диагностические свойства биосигналов. Функциональная диагностика. 2011, № 3. С.75-78.
45. Шкарин В.В. Прогресс и проблемы современного этапа компьютерного анализа электрокардиограмм. Журнал «КАРДИОЛОГИЯ» октябрь 2004 г. Специальный выпуск журнала «Ремедиум Приволжье» г. Нижний Новгород. URL: <http://grandex.ru/medicine/text/8700.html>
46. Юдаш К. Высокие медицинские технологии – в практику функциональной диагностики. журнал Обзорение. Медтехника №5, 2007 – <http://www.altonika.ru/article.php?id=33>
47. Кардиология. Национальное руководство: краткое издание / Под ред. Ю. Н. Беленкова, Р. Г. Оганова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 848 с.
48. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография // Учебное пособие. Изд. 6-е. – М.: МЕДпрессинформ, 2004, 320 с.
49. Хан М.Г. Быстрый анализ ЭКГ. – М.: Бином, 2000. 286 с.
50. Кривоногов Л. Ю. Методы и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиографической информации: Дис. ... кан. техн. наук: 05.13.01. Пенза, 2003. 228 с.
51. Аракчеев А. Г., Сивачев А. В. Электрокардиографическая техника для исследования функционального состояния сердца / Под ред. В. А. Викторова. – М.: ВНИИМП-ВИТА, 2002. - 126 с.
52. Барнс Дж. Электронное конструирование: Методы борьбы с помехами: Пер с англ. – М.: Мир, 1990.
53. Оппенгейм А., Шафер Р. Цифровая обработка сигналов. Изд. 2-е, испр. – М.: Техносфера, 2007. 856 с.
54. Рабинер Л., Гоулд Б. Теория и применение цифровой обработки сигналов. – М.: Мир, 1978. 848 с.
55. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. 440 с.
56. Барановский А. Л., Калиниченко А. И. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. – М.: Радио и связь, 1993. 112 с.
57. Калиниченко А. Н. Компьютерные методы автоматического анализа ЭКГ в системах кардиологического наблюдения: Дис. ... д-р. техн. наук: 05.11.17, С-Пб, 2008. 308 с.
58. Bailey J. J., Berson A. S., Garson A., et al. Recommendation for standartization and specifiation in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing: A report for health professionals by en ad hos writing group of the commitee on electrocardiography and cardiac electrofisiology of the Council on Clinical Cardiology. American Heart Association. Circulation. 1990. V. 81. p. 730-739.
59. Сергиенко А.Б. Алгоритмы адаптивной фильтрации: особенности реализации в MATLAB. Exponenta Pro. 2003, №1. С. 18-28.

60. Уидроу Б., Стирнз С. Адаптивная обработка сигналов. М.: Радио и связь. 1989. 440 с.
61. Haykin S. Adaptive Filter Theory. 4th ed. – Prentice Hall, 2002. – 936 p.
62. Браммер К., Зиффлинг Г. Фильтр Калмана-Бьюси. Пер. с нем. – М.: Наука. Главная редакция физико-математической литературы. 1982.
63. Welch G., Bishop G. An Introduction to the Kalman Filter. TR 95-041, Department of Computer Science, University of North Carolina at Chapel Hill. April 5, 2004.
64. Thakor NV, Zhu VS. Application of adaptive filtering to ECG analysis: Noise cancellation and arrhythmia detection. IEEE Trans.Biomed. Eng. 1991; 38:785-793.
65. Laguna P., Jane R. , Caminal P. Adaptive Filtering of ECG Baseline Wander, Proceedings of International Conference of the IEEE Engineering in Medical and Biol Medical Society, 1992, pp. 508-509.
66. Mneimneh MA., Yaz EE., Johnson MT., Povinelli RJ. An Adaptive Kalman Filter for Removing Baseline Wandering in ECG Signals Marquette University, Milwaukee, WI, USA.
67. Raya M.A.D., Sison L.G. Adaptive Noise Cancelling of Motion Artifact in Stress ECG Signals Using Accelerometer. Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference. Houston, TX, USA October 23-26, 2002.
68. Ahmadian A. ECG Feature Extraction Using Daubechies Wavelets - Tehran University of Medical Sciences (TUMS), Tehran. 2005. pp.128-134.
69. Akay M. Nonlinear Biomedical Signal Processing. Vol.1. Fuzzy Logic, Neural Networks, and New Algorithms. Wiley-IEEE Press, 2000. 352 p.
70. Arce G. Nonlinear Signal Processing A Statistical Approach // New Jersey: John Wiley & Sons, Hoboken, 2005. 45 p.
71. Barner K.E., Arce G.R. Nonlinear Signal and Image Processing: Theory, Methods and Applications. CRC Press, 2004, -535 pp.
72. Clifford G. D., Azuaje F, McSharr P. E. Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis. Artech House, Inc. 2006.
73. Loula P. Nonlinear methods of processing physiological signals in anesthesia and vigilance - Thesis for the degree of Doctor of Technology, Technical Research Center of Finland, August, 1994 - 58 p.
74. Wing-Kuen Ling. Nonlinear Digital Filters Analysis and Application. Academic Press, 2007. 216 p.
75. Ладяев Д. А. Алгоритм обнаружения QRS-комплексов ЭКГ сигналов на основе вейвлет-преобразования: Дис. ... кан. техн. наук: 05.11.17, Саранск, 2007. 184 с.
76. Журавель И.М. Краткий курс теории обработки изображений. URL: <http://rrc.dgu.ru/res/matlab/imageprocess/book2/index.html>. (дата обращения 27.10.2013).
77. Тьюки Д. Анализ результатов наблюдений. – М.: Мир, 1981. – 160 с.
78. Давыдов А. В. Цифровая обработка сигналов: тематические лекции. Екатеринбург: УГГУ. 2010. URL: <http://www.prodav.narod.ru> (дата обращения 05.12.2010).

79. Slimane Z.E.H., Nait-Ali A.. QRS complex detection using Empirical Mode Decomposition. Digital Signal Process., 2009. 20: pp. 1221-1228.
80. Роечко А.А., Лукин В.В., Зеленский А.А. Определение параметра сдвига выборки данных с симметричным негауссовым распределением на основе использования методов адаптивного робастного оценивания. Радіоелектронні і комп'ютені системи. 2005. №2. С. 78-88.
81. Heinonen P., Neuvo Y., Median type filters with predictive FIR substructures: IEEE, Trans. Acoust. Speech Signal Processing, Vol. 36, № 6, 1988, pp. 892-899.
82. Abreu E., Mitra S.K. A Signal-Dependent Rank Ordered Mean (SD-ROM) Filter-A New Approach For Removal Of Impulses From Highly Corrupted Images. ICASSP-95., 1995, Vol.4. pp. 2371-2374.
83. Serra J. Image Analysis and Mathematical Morphology. – Academic Press, 1982. 411 p.
84. Chu C-HH., Delp EJ. Impulsive noise suppression and background normalization of electrocardiogram signals using morphological operators. IEEE Trans. Biomed. Eng. 36 (2) (1989) 262-273.
85. Trahanias P.E. An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1993, Vol. 40, №. 2, pp. 201-205.
86. Taouli SA, Bereksi-Reguig F. Noise and baseline wandering suppression of ECG signals by morphological filter. J Med Eng Technol. 2010; 34(2): pp. 87-96.
87. Yin L., Astola J., Neuvo Y. A new class of nonlinear filters – neural filters. IEEE Trans.on Signal Processing. -1993. – Vol.41.№3. – pp. 1201-1222.
88. Larsen J. Design of neural network filters. Ph. D thesis.-Technical University of Denmark, 1996. - 427p.
89. Zaknich A., Attikiouzel Y. Application of artifical neural network to nonlinear signal processing. Computational Intelligence: A Dinamic System Perspective. IEEE Press, November, 1995. – pp. 292-311.
90. Strintzis M.G., Stalidis G., Magnisalis X., Maglaveras N. Use of Neural Networks for Electrocardiogram (ECG) Feature Extraction, Recognition and Classification. Neural Netw. World, 1992. vol. 3, no. 4, pp. 313-327.
91. Xue Q., Hu Y. H., Tompkins, W. J. Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection. IEEE Trans. Biomed. Eng. 1992. vol. 39, – pp. 317-329.
92. Sameni R., Jutten C., Shamsollahi M.B. What ICA Provides for ECG Processing: Application to Noninvasive Fetal ECG Extraction. Accepted for the 6th IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology, Aug. 27-30, 2006, Vancouver, Canada.
93. Astola J., Kuosmanen P. Fundamentals of Nonlinear Digital Filtering. – USA: CRC Press LLS, Boca Ration, 1997 –276 p.
94. Щербakov М. А. Нелинейная фильтрация сигналов и изображений: учеб. пособие. Пенза: ПТУ, 1999. 117 с.
95. Riberio M. I. Kalman and Extended Kalman Filter: Concept, Derivation and Properties. Lisboa: Institute for Systems and Robotics, 2004. 42 p.

96. Van der Merve R., Wan E.A. The Square-Root Unscented Kalman Filter for State and Parameter-Estimation. International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, Salt Lake City, UT. 2001.
97. Arce G. Nonlinear Signal Processing A Statistical Approach // New Jersey: John Wiley & Sons, Hoboken, 2005. 45 p.
98. Sapiro G., Ringach D. Anisotropic diffusion of multivalued images with applications to color filtering. IEEE Trans. Image Processing. 1996, Vol. 5, pp. 1582–1586,
99. de Melo M.A.A., Kim H.Y, Nicolosi D.E.C. Anisotropic median-diffusion for filtering noisy electrocardiogram signals. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2008. pp. 2562-2565.
100. Ладяев Д. А. Алгоритм обнаружения QRS-комплексов ЭКГ сигналов на основе вейвлет-преобразования: Дис. ... кан. техн. наук: 05.11.17, Саранск, 2007. 184 с.
101. Смоленцев Н.К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB.– М.: ДМК Пресс, 2005.
102. Donoho D.L., Johnstone I.M. Neo-classical minimax problems, thresholding, and adaptation // Bernoulli, 1996. № 1. pp. 39-62.
103. Donoho D. De-noising by soft-thresholding // IEEE Transactions on Information Theory. 1995. pp. 613-627.
104. Лебедева С.В., Лебедев В.В. Цифровой фильтр подавления сетевой помехи в электрокардиографе. Медицинская техника, 1995, №5, С. 23-25.
105. 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. URL: <http://www.biomedical-engineering-online.com> (дата обращения: 07.11.2015).
106. Vaidyanathan P.P. Multirate Systems and Filter Banks. Prentice Hall. Englewood Cliffs. NY, 1993.
107. Afonso VX, Tompkins WJ., Nguyen TQ., Trautmann S., Luo S. Filter Bank-Based Processing of the Stress ECG. Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annual Conference. Vol.2, pp. 887-888.
108. Afonso VX, Tompkins WJ., Nguyen TQ., Michler K., Luo S. Comparing Stress ECG Enhancement Algorithms. With an introduction to a filter bank based approach. IEEE Eng. in Med. and Biol. Mag., vol. 15, no. 3, pp. 37-44, 1996.
109. Afonso VX, Tompkins WJ., Nguyen TQ., Luo S. Multirate Processing of the ECG using Filter Banks. Computers in Cardiology 1996 pp.245-248.
110. Afonso VX, Wieben O, Tompkins WJ., Nguyen TQ., Luo S. Filter Bank-Based ECG Beat Classification. Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS Oct. 30 - Nov. 2, 1997 Chicago, IL. USA pp. 97-100.
111. Afonso VX, Tompkins WJ., Nguyen TQ., Luo S. ECG Beat Detection Using Filter Banks. IEEE Transactions On Biomedical Engineering, Vol. 46, №. 2, February 1999, pp. 192-202.
112. Hargittai S. Efficient and Fast ECG Baseline Wander Reduction without Distortion of Important Clinical Information. IEEE Conferences on Computers in Cardiology, 2008; 35: pp.841–844.

113. Łęski J, Henzel N., ECG baseline wander and powerline interference reduction using nonlinear filter bank. *Signal Processing* Vol. 85, pp. 781–793, 2005.
114. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. – Ижевск: НИЦ Регулярная и хаотическая динамика, 2001, 115 с.
115. Mallat S.G. *A Wavelet Tour of Signal Processing*. Academic Press, 1999, 637 p.
116. Чазов из интервью Е.Чазова Российской газете №4745 от 5. 09. 2008 г. режим доступа <http://www.rg.ru/2008/09/05/infarkt.html> статья автор М. Гродницкая. Сердечный миг.
117. Дьяконов В. П. Вейвлеты. От теории к практике. М.: СОЛОН-Р, 2002. 423 с.
118. Ярцева Е. С. Обработка электрокардиосигнала вейвлет-методом. Таганрог: ТРТУ. 2000. С. 12-16.
119. Ладяев Д. А. Алгоритм обнаружения QRS-комплексов ЭКГ сигналов на основе вейвлет-преобразования: Дис. ... кан. техн. наук: 05.11.17, Саранск, 2007. 184 с.
120. Ayat M, Shamsollahi MB, Mozaffari B, Kharabian S. ECG denoising using modulus maxima of wavelet transform. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2009;2009:416-9.
121. Sauadi O, Shamsollahi MB. Multiadaptive Bionic Wavelet Transform: Application to ECG Denoising and Baseline Wandering Reduction. *EURASIP Journal on Advance in Signal Processing*, Vol. 2007, Article ID 41274.
122. Tikkanen PE. Nonlinear wavelet and wavelet packet denoising of electrocardiogram signal. *Biological Cybernetics*. April 1999; 80(4): pp. 259–267.
123. Bigan C. Signal Dependent KL Transform for ECG Signals Representation. Politehnica University of Bucharest, *Acta Universitatis Apulensis*, (2008).
124. Castells F., Laguna P., Sornmo L., Bollmann A., Roig J.M. Principal Component Analysis in ECG Signal Processing. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, Vol.2007, Article ID 74580, 21 pages/ doi:10.1155/2007/74580.
125. He T., Clifford G., Tarassenko L. Application of independent component analysis in removing artefacts from the electrocardiogram. *Neural Computing & Applications*. – Vol. 15. – 2006, – №2.– pp. 105-116.
126. Sameni R., Jutten C., Shamsollahi M.B. What ICA Provides for ECG Processing: Application to Noninvasive Fetal ECG Extraction. Accepted for the 6th IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology, Aug. 27-30, 2006, Vancouver, Canada.
127. Патент США US 6579242. Method and apparatus for providing patient care. Tuan Bui, Emil S. Macha, Shan Padda. 17.06. 2003.
128. Патент США US 6701184. Virtual Holter. Henken R., Point D., 02.03.2004.
129. Патент США US 7265676. Alert system and method for an implantable medical device. Paul G. Gordon, Javaid Massed, James J. Ball. 04.09.2007.

130. Патент США US 7353179. System and method for handling the acquisition and analysis of medical data over a network. James E. Ott, Steven M. Kidder, Michael R. Buchanan. 13.11 2002.

131. Кривоногов Л.Ю. Концепция помехоустойчивой обработки электрокардиосигнала // Известия ЮФУ, Технические науки. Тематический выпуск «Перспективы медицинского приборостроения». – Таганрог: Издательство ТТИ ЮФУ, 2009. № 10. С. 58-62.

132. Калиниченко А. Н. Компьютерные методы автоматического анализа ЭКГ в системах кардиологического наблюдения: Дис. ... д-р. техн. наук: 05.11.17, С-Пб, 2008. 308 с.

133. Файнзильберг Л.С. Компьютерный анализ и интерпритация электрокардиограмм в фазовом пространстве. Системные исследования и информационные технологии. 2004, № 1. С. 32-46.

134. Файнзильберг Л.С. Инструментальная система для экспериментальной оценки эффективности алгоритмов предварительной обработки сигналов сложной формы. УСиМ, 2008, № 2. С. 3-12.

135. Мельник О. В. Методы и технические средства для ранней диагностики нарушений в деятельности сердечно-сосудистой системы. Дис. ... док. техн. наук: 05.11.17. Рязань, 2015, 316 с.

136. Мельник О. В., Михеев А.А., Шувалов П.Л. Принципы параллельной обработки и анализа биоэлектрических сигналов. // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. № , С.17-21.

137. Патент 2410023 РФ. Способ выделения QRS комплекса электрокардиосигнала / О.Н. Бодин, О.А. Зайцева, Д.С. Логинов, Л.Ю. Кривоногов, Ф.К. Рахматуллов. Опубл. 27.01.2011. Бюлл. №3.

138. Патент 2568817 РФ. Способ адаптивной фильтрации электрокардиосигнала / О.Н. Бодин, Л.Ю. Кривоногов, В.Л. Кривоногов, Ф.К. Рахматуллов. Опубл. 20.11.2015. Бюлл. №32.

139. HM301D - ECG analog front-end. [Электронный ресурс]. URL: https://www.st.com/content/ccc/resource/sales_and_marketing/promotional_material/flyer/6b/b5/11/8d/60/32/48/bb/564.pdf/files/564.pdf/jcr:content/translations/en.564.pdf

140. ADS129x - Low-Power, 8-Channel, 24-Bit Analog Front-End for Biopotential Measurements. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1298.pdf>

141. ADAS1000 - Low Power, Five Electrode Electrocardiogram (ECG) Analog Front End. [Электронный ресурс]. URL: https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADAS1000_1000-1_1000-2.pdf

142. ADAS1000 - Low Power, 5-Electrode Electrocardiogram (ECG) Analog Front End with respiration measurement and pace detection). [Электронный ресурс]. URL: <https://www.analog.com/ru/products/adas1000.html#>

143. MAX30003 – персональный кардиолог от Maxim. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.compel.ru/lib/125679>

144. MAX30003 - Ultra-Low Power, Single-Channel Integrated Biopotential (ECG, R-to-R Detection) AFE. [Электронный ресурс]. URL: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30003.pdf>
145. ADS1298 - 8-Channel 24-bit ADC With Integrated ECG Front End. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.ti.com/product/ADS1298>
146. STM32 Ultra Low Power MCUs. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32-ultra-low-power-mcus.html#products>
147. Microchip Ultra-Low Power 32-bit Microcontroller (MCU). [Электронный ресурс]. URL: <https://www.microchip.com/design-centers/32-bit#ultralp>
148. Texas Instruments 32-bit Microcontrollers (MCU). [Электронный ресурс]. URL: <http://www.ti.com/microcontrollers/simplelink-mcus/wired-mcus/products.html#p1971=N/A>
149. Модуль SIM868: функционал и практические аспекты использования. [Электронный ресурс]. URL: <https://wireless-e.ru/radiomoduli/sim868/>
150. Компоненты компании Ramtron. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.gaw.ru/html.cgi/txt/ic/Ramtron/index.htm>
151. FRAM memory MB85RS2MTA. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.fujitsu.com/uk/Images/MB85RS2MTA.pdf>
152. FUJITSU FRAM (Ferroelectric RAM). [Электронный ресурс]. URL: <https://www.fujitsu.com/global/products/devices/semiconductor/memory/fram/>
153. MR25H40 - 4Mb SPI Serial Interface MRAM. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.everspin.com/family/mr25h40>
154. MR25H40 - 40MHz 4Mb SPI Interface MRAM. [Электронный ресурс]. URL: https://ru.mouser.com/datasheet/2/144/EST_MR2xH40_Datasheet_Rev12.5-1219021.pdf
155. MRAM with Serial Peripheral Interface. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.everspin.com/serial-peripheral-interface>
156. LIS3DH - 3-axis MEMS accelerometer, ultra-low-power, $\pm 2g/\pm 4g/\pm 8g/\pm 16g$ full scale. [Электронный ресурс]. URL: https://www.st.com/content/st_com/en/products/mems-and-sensors/accelerometers/lis3dh.html
157. MEMS digital output motion sensor LIS3DH. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/lis3dh.pdf>
158. Battery charger ICs – Products. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.ti.com/power-management/battery-management/charger-ics/products.html>
159. BQ2407x Single-Chip Li-Ion Charge and System Power Management IC. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/bq24070.pdf>
160. BQ24070 - Li-Ion charger with Dynamic power-Path Management Output regulated to 4.4V. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.ti.com/>

product/BQ24070?keyMatch=BQ24070&tisearch=Search-EN-everything&usecase=part-number

161. MAX17043 Компактная и недорогая ИС измерения уровня заряда для одноэлементных аккумуляторов. [Электронный ресурс]. URL: http://catalog.gaw.ru/index.php?page=component_detail&id=53020

162. MAX17043 - 1-Cell Fuel Gauge with ModelGauge and Low-Battery Alert. [Электронный ресурс]. URL: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX17043-MAX17044.pdf>

163. Устройство и принцип работы защитного контроллера Li-ion/polymer аккумулятора. [Электронный ресурс]. URL: <https://go-radio.ru/sxema-kontrollera-lityi-ionnogo-akkumulatora.html>

164. DW01A - Datasheet. [Электронный ресурс]. URL: <http://hmsemi.com/download/DW01A.PDF>

165. MAX16054 - Datasheet. [Электронный ресурс]. URL: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX16054.pdf>

166. MAX16054 - Контроллер подавления дребезга кнопки включения/отключения с защитой от электростатических разрядов $\pm 15\text{kV}$. [Электронный ресурс]. URL: http://catalog.gaw.ru/index.php?page=component_detail&id=15421

167. LIS3DH - 3-axis MEMS accelerometer, ultra-low-power, $\pm 2\text{g}/\pm 4\text{g}/\pm 8\text{g}/\pm 16\text{g}$ full scale. [Электронный ресурс]. URL: https://www.st.com/content/st_com/en/products/mems-and-sensors/accelerometers/lis3dh.html

168. MEMS digital output motion sensor LIS3DH. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/lis3dh.pdf>

169. BQ2407x Single-Chip Li-Ion Charge and System Power Management IC. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/bq24070.pdf>

170. BQ24070 - Li-Ion charger with Dynamic power-Path Management Output regulated to 4.4V. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.ti.com/product/BQ24070?keyMatch=BQ24070&tisearch=Search-EN-everything&usecase=part-number>

171. MAX17043 Компактная и недорогая ИС измерения уровня заряда для одноэлементных аккумуляторов. [Электронный ресурс]. URL: http://catalog.gaw.ru/index.php?page=component_detail&id=53020

172. DW01A - Datasheet. [Электронный ресурс]. URL: <http://hmsemi.com/download/DW01A.PDF>

173. STM32L1 series of ultra-low-power MCUs. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32l1-series.html>

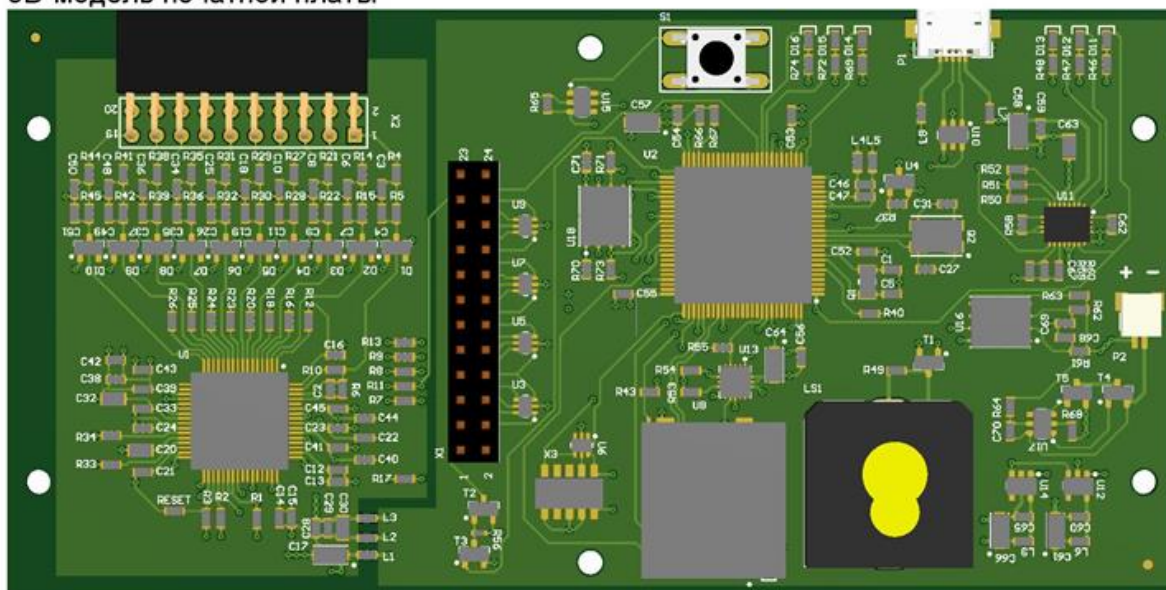
174. ГОСТ 2.743-91 Единая система конструкторской документации (ЕСКД). Обозначения условные графические в схемах. Элементы цифровой техники. [Электронный ресурс]. URL: <http://docs.cntd.ru/document/1200010863>

175. ГОСТ 2.759-82 Единая система конструкторской документации (ЕСКД). Обозначения условные графические в схемах. Элементы аналоговой техники. [Электронный ресурс]. URL: <http://docs.cntd.ru/document/1200007018>

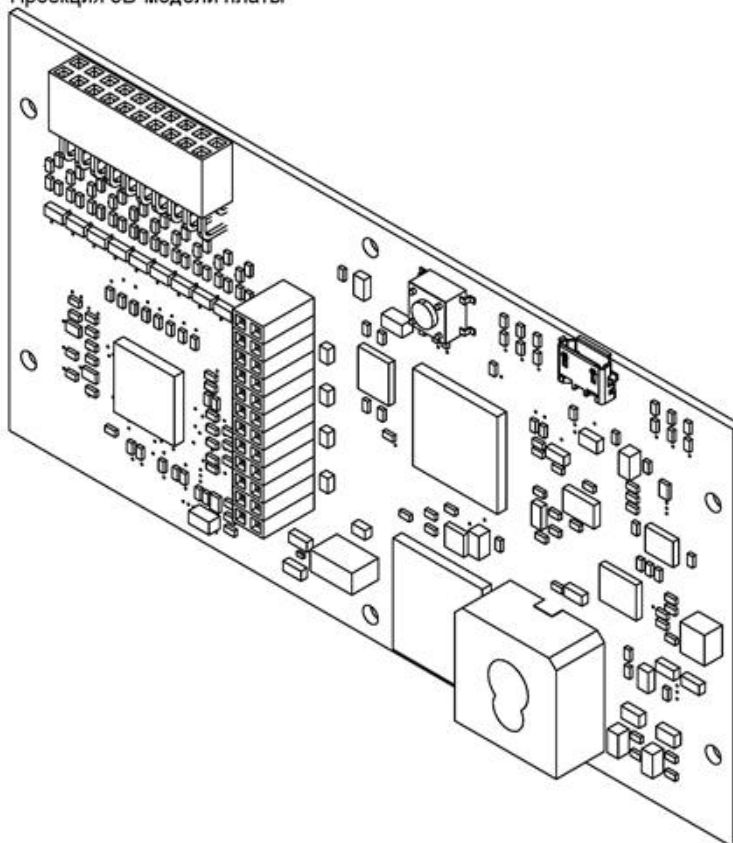
176. РЕЗОНИТ. Многослойные печатные платы. [Электронный ресурс]. URL: <https://www.rezonit.ru/pcb/mnogosloynye-pechatnye-platy/>
177. Основы трассировки печатных плат. Высокоскоростной дизайн. [Электронный ресурс]. URL: <https://printedboards.ru/article/osnovy-trassirovki-pechatnykh-plat-vysokoskorostnoy-dizayn-chast1>
178. Тютюков С. Практические рекомендации по разработке печатных плат. М.: 2018. 100 с.
179. Основы трассировки печатных плат. Высокоскоростной дизайн. [Электронный ресурс]. URL: <http://knigorazvitie.ru/book/438-proektirovanie-poloskovyx-ustroystv-svch-avtor-neizvesten/11-22-mikropoloskovye-linii.html>
180. Инфаркт // Казахстан. Национальная энциклопедия. — Алматы: Қазақ энциклопедиясы, 2005. — Т. II. — ISBN 9965-9746-3-2.
181. <https://stfalcon.com/ru/blog/post/vue-js-guide-to-tech>

Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-1)

3D-модель печатной платы



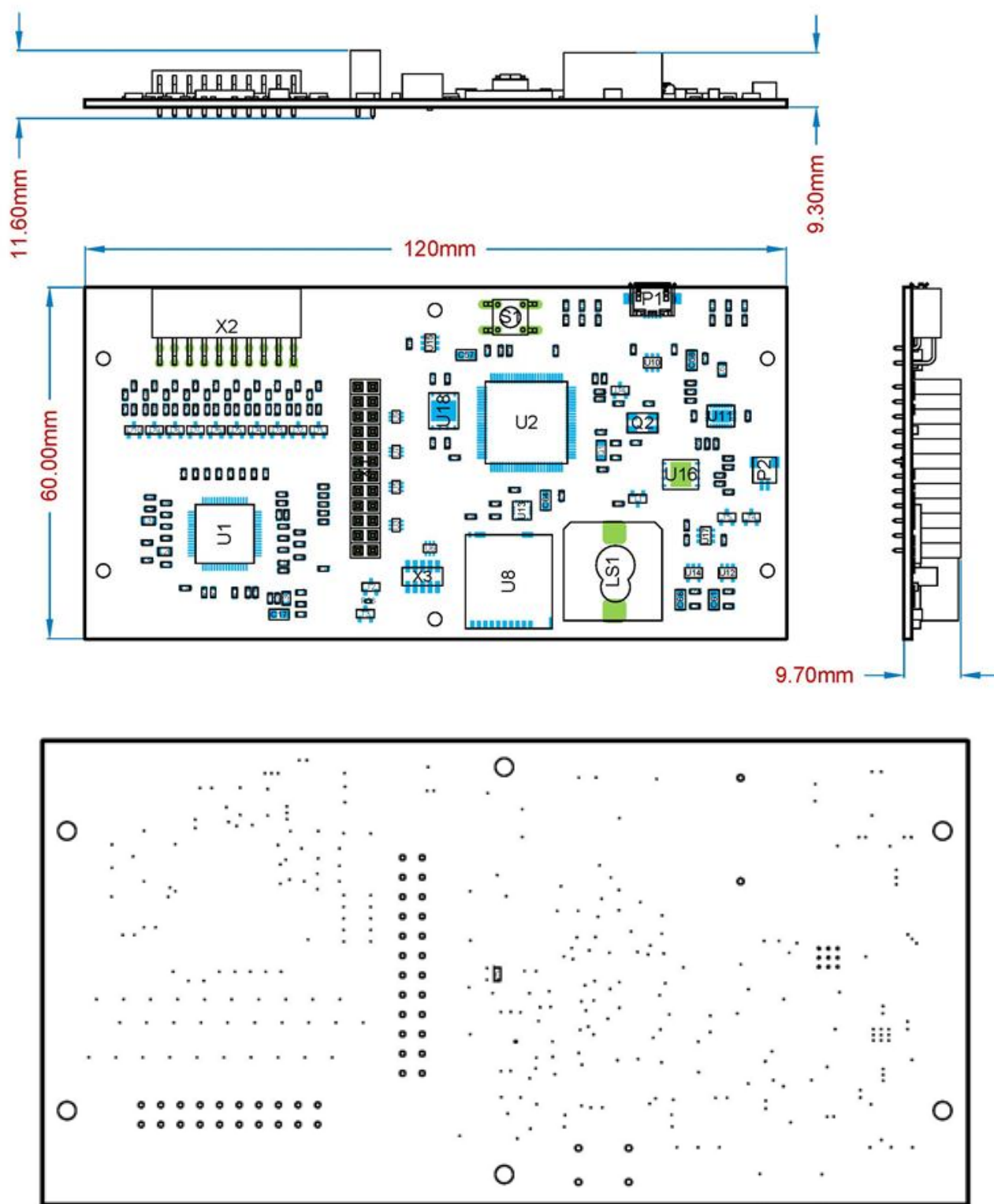
Проекция 3D-модели платы



Сурет 1.1 – Баспа платасының 3D моделі

ҚОСЫМША 1 ЖАЛҒАСЫ

Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-1)

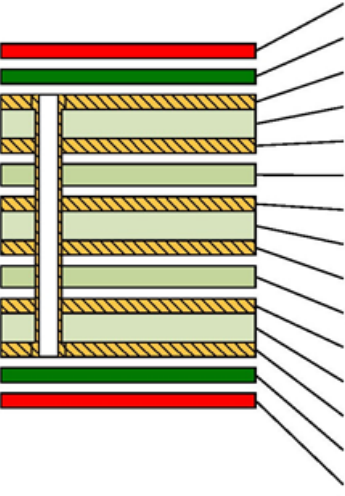


Сурет 1.2 – Платаның негізгі параметрлері

ҚОСЫМША 1 ЖАЛҒАСЫ

Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-1)

Стек слоёв печатной платы

	Material	Layer	Thickness	Type	Gerber
	Surface Material	Top Overlay		Legend	GTO
	Copper	Top Solder	0.01mm	Solder Mask	GTS
	Copper	Component Side	0.04mm	Signal	GTL
	Core		0.32mm	Dielectric	
	Copper	Inner Layer 1	0.04mm	Signal	G1
	Prepreg		0.13mm	Dielectric	
	Copper	Inner Layer 2	0.04mm	Signal	G2
	Core		0.25mm	Dielectric	
	Copper	Inner Layer 3	0.04mm	Signal	G3
	Prepreg		0.13mm	Dielectric	
	Copper	Inner Layer 4	0.04mm	Signal	G4
	Core		0.25mm	Dielectric	
	Copper	Solder Side	0.04mm	Signal	GBL
	Surface Material	Bottom Solder	0.01mm	Solder Mask	GBS
		Bottom Overlay		Legend	GBO
Total thickness: 1.32mm					

Сверловка печатной платы

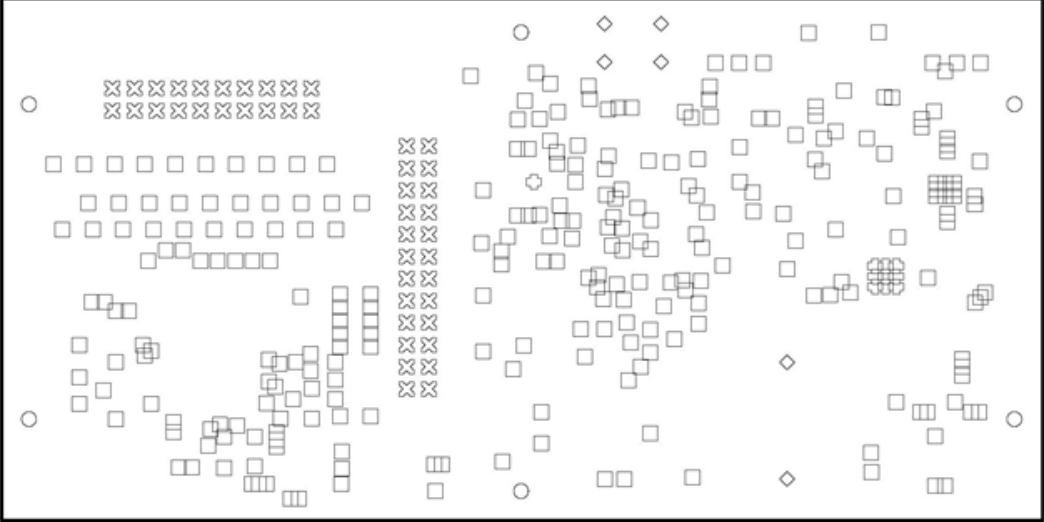


Таблица сверловки

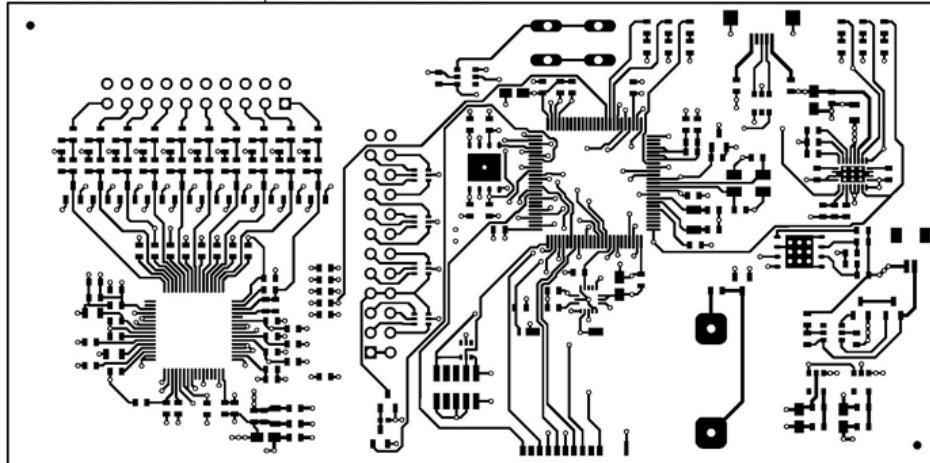
Symbol	Count	Hole Size	Plated	Hole Tolerance
□	279	0.30mm	Plated	None
⊕	10	0.50mm	Plated	None
⊗	44	0.90mm	Plated	None
◇	6	1.00mm	Plated	None
○	6	2.50mm	Non-Plated	None
345 Total				

Сурет 1.3 – Қабаттар стегі және баспа платасының бұрғылануы

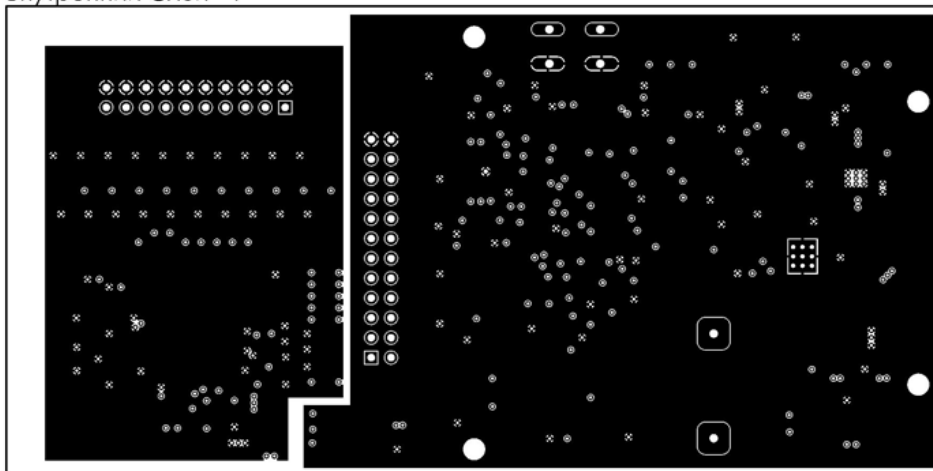
ҚОСЫМША 1 ЖАЛҒАСЫ

Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-1)

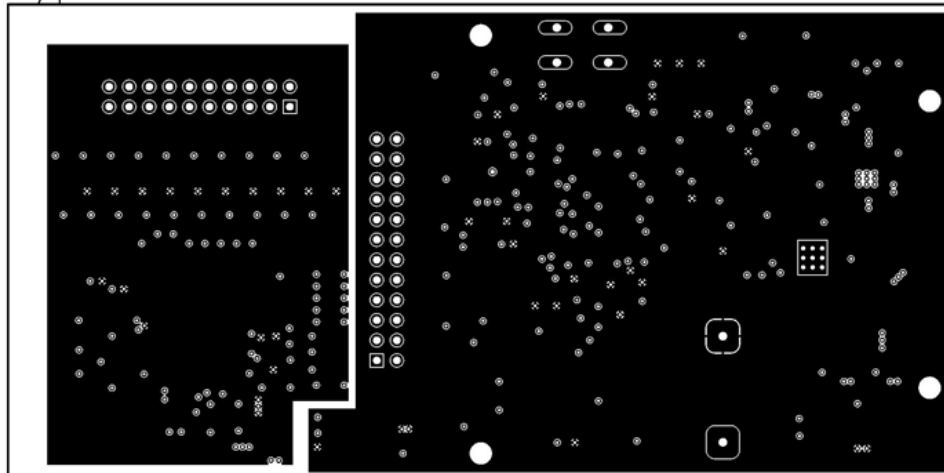
Внешний Слой со стороны компонентов



Внутренний Слой - 1



Внутренний Слой - 2

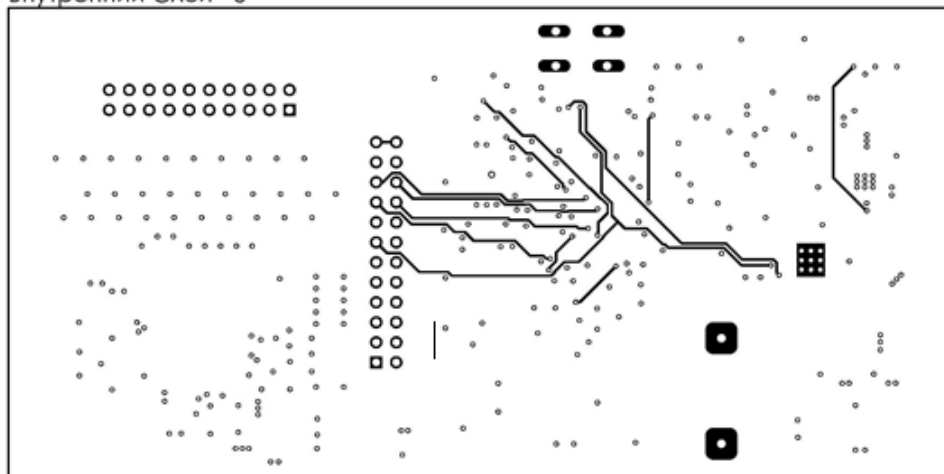


Сурет 1.4 – Баспа платаның 1-3 қабаттары

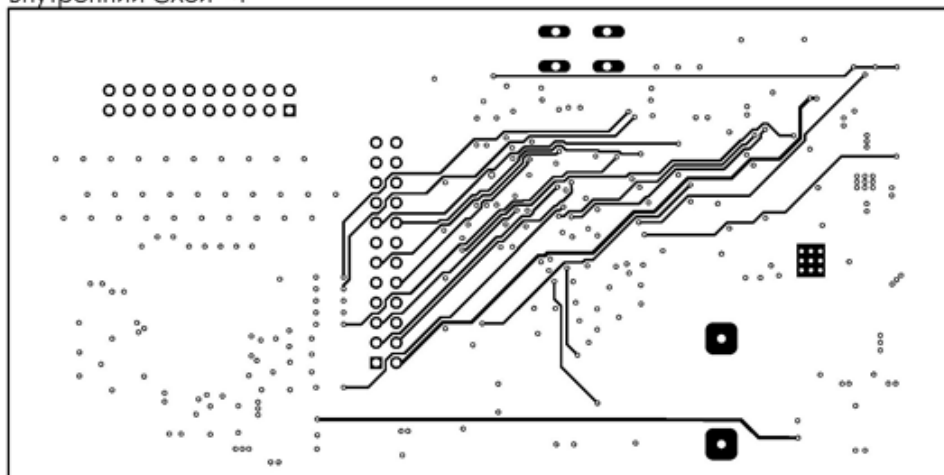
ҚОСЫМША 1 ЖАЛҒАСЫ

Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-1)

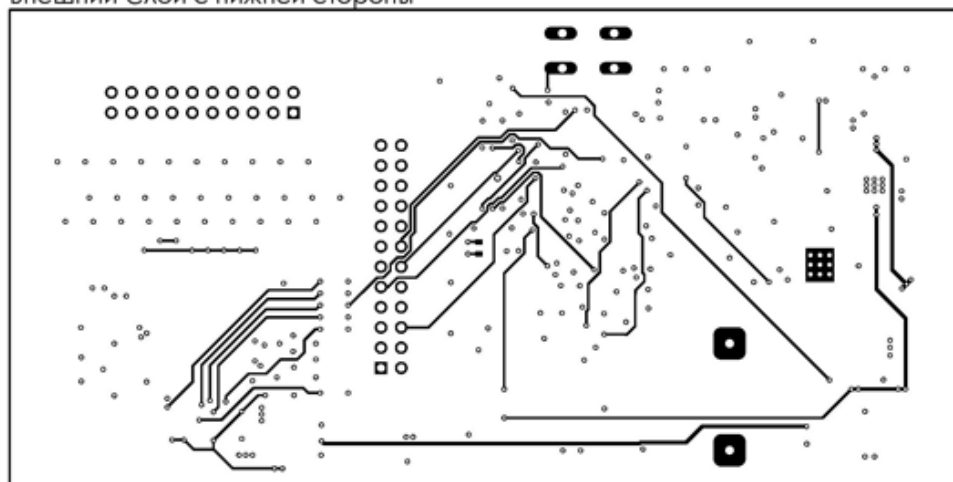
Внутренний Слой - 3



Внутренний Слой - 4



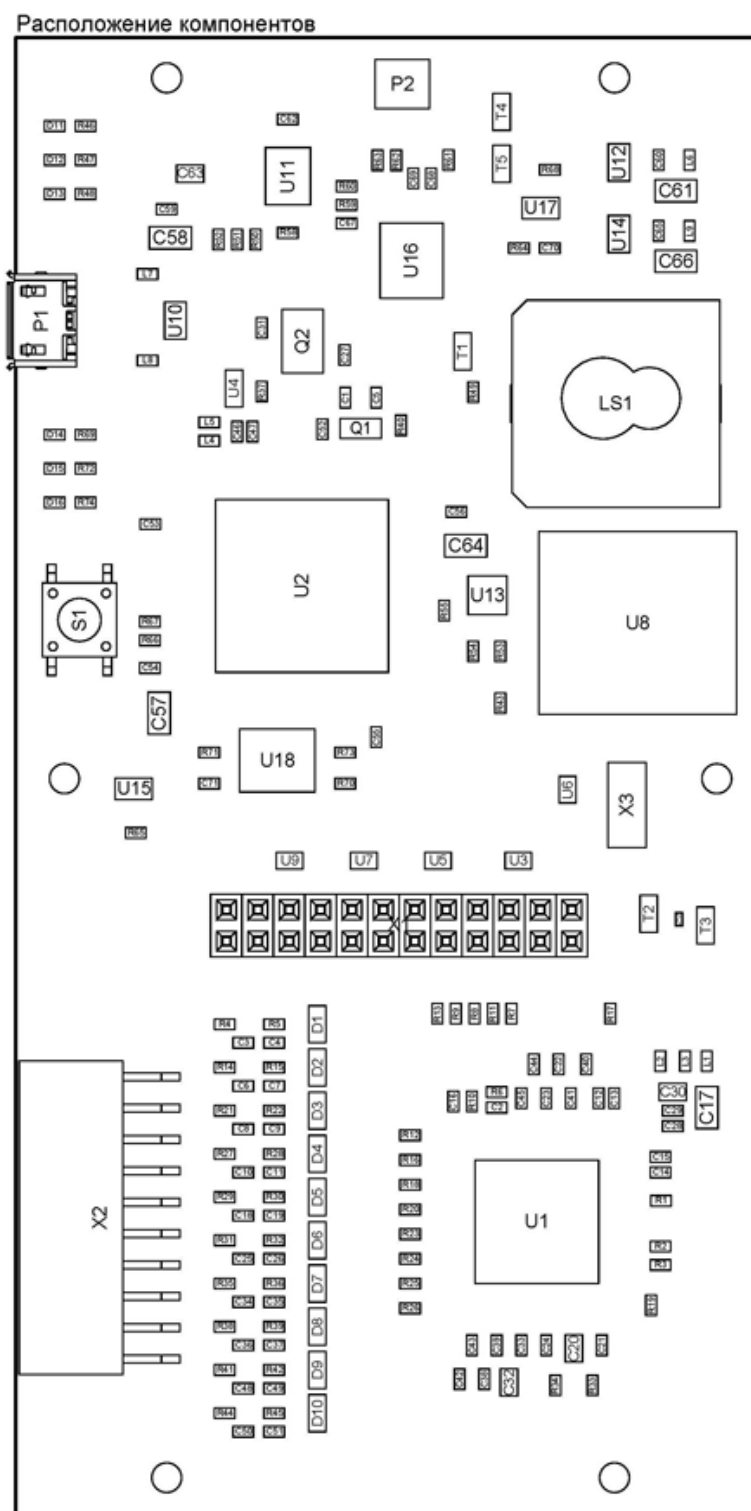
Внешний Слой с нижней стороны



Сурет 1.5 – Баспа платаның 4-6 қабаттары

ҚОСЫМША 1 ЖАЛҒАСЫ

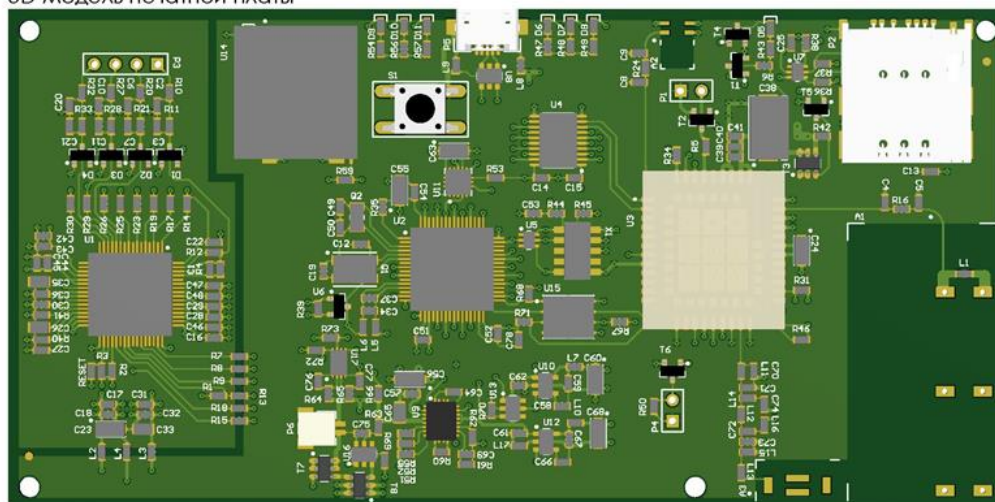
Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-1)



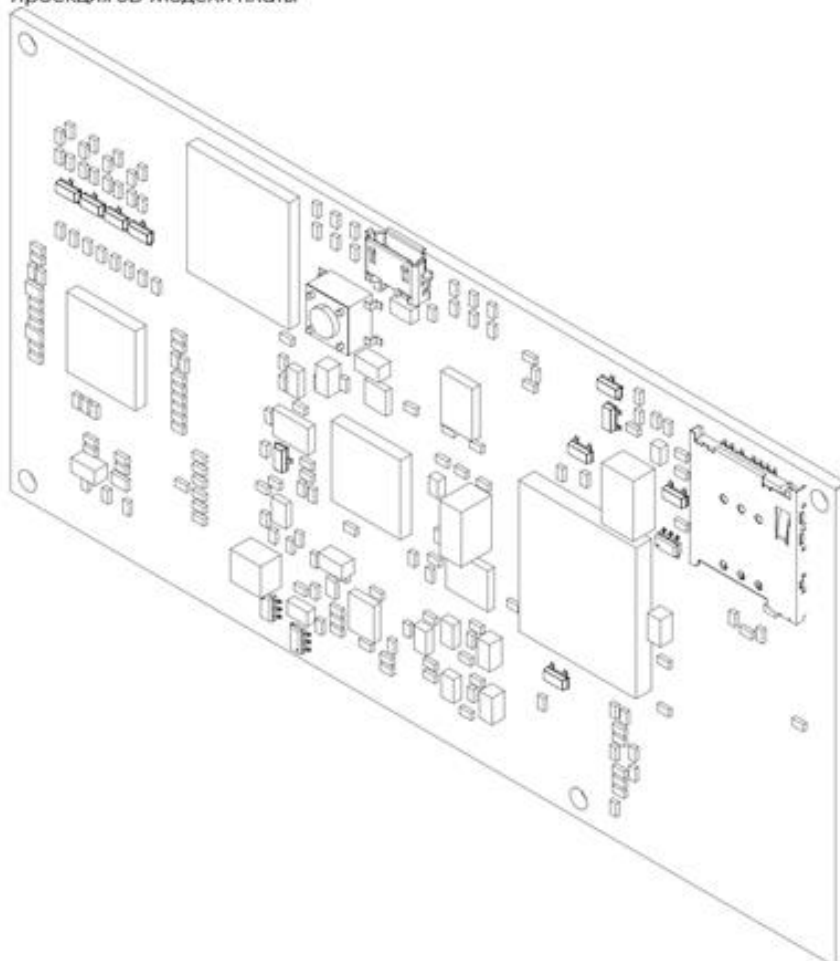
Сурет 1.6 – Баспа платасында компоненттердің орналасуы

Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-2)

3D-модель печатной платы



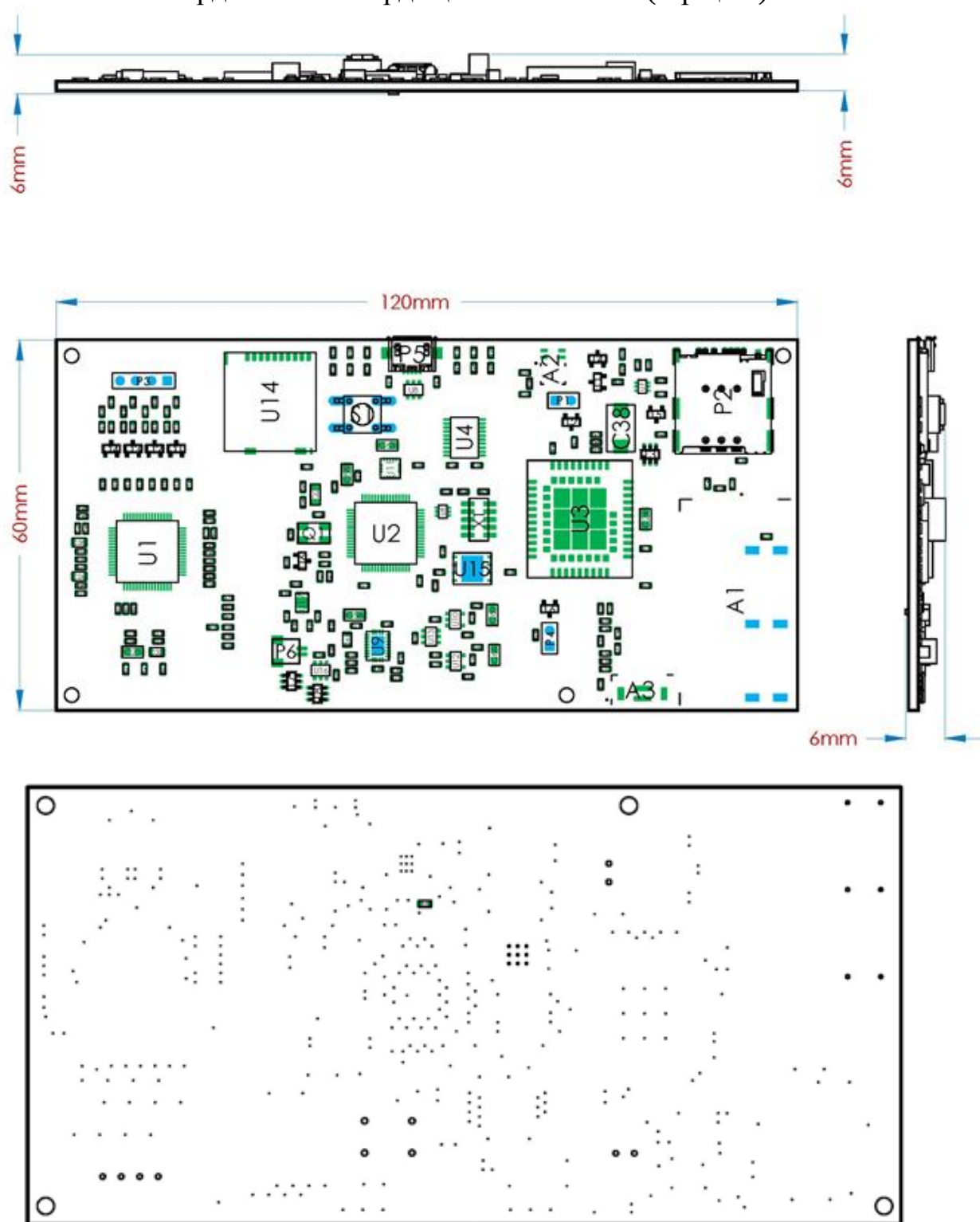
Проекция 3D-модели платы



Сурет 2.1 – Баспа платасының 3D моделі

ҚОСЫМША 2 ЖАЛҒАСЫ

Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-2)



Сурет 2.2 – Платаның негізгі өлшемдері

ҚОСЫМША 2 ЖАЛҒАСЫ

Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-2)

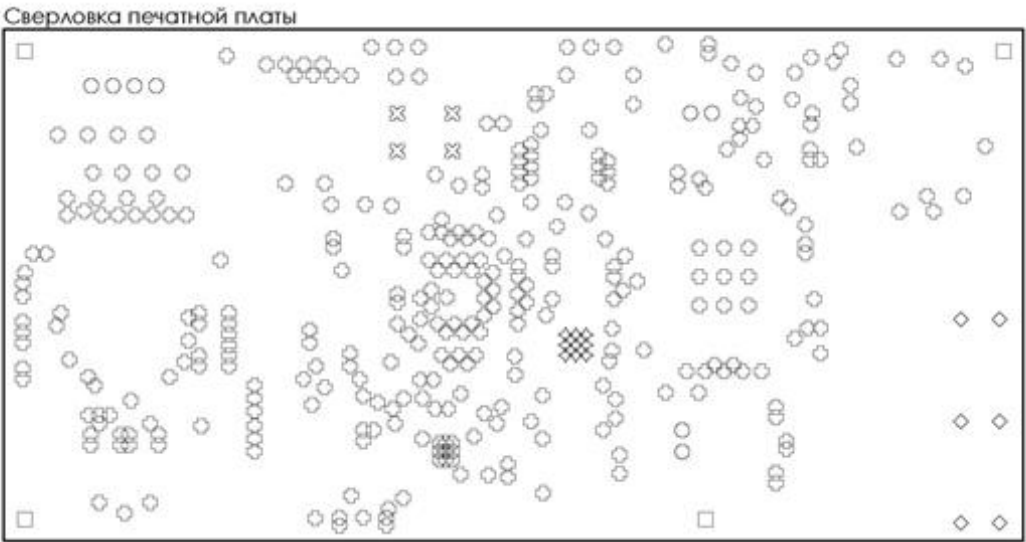
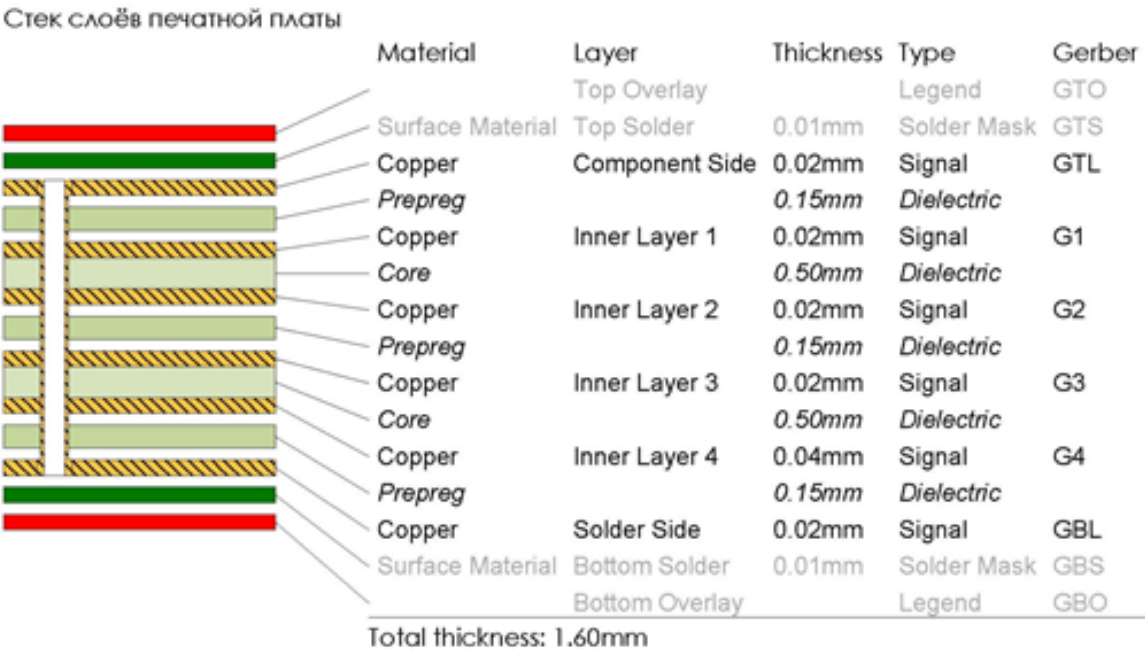


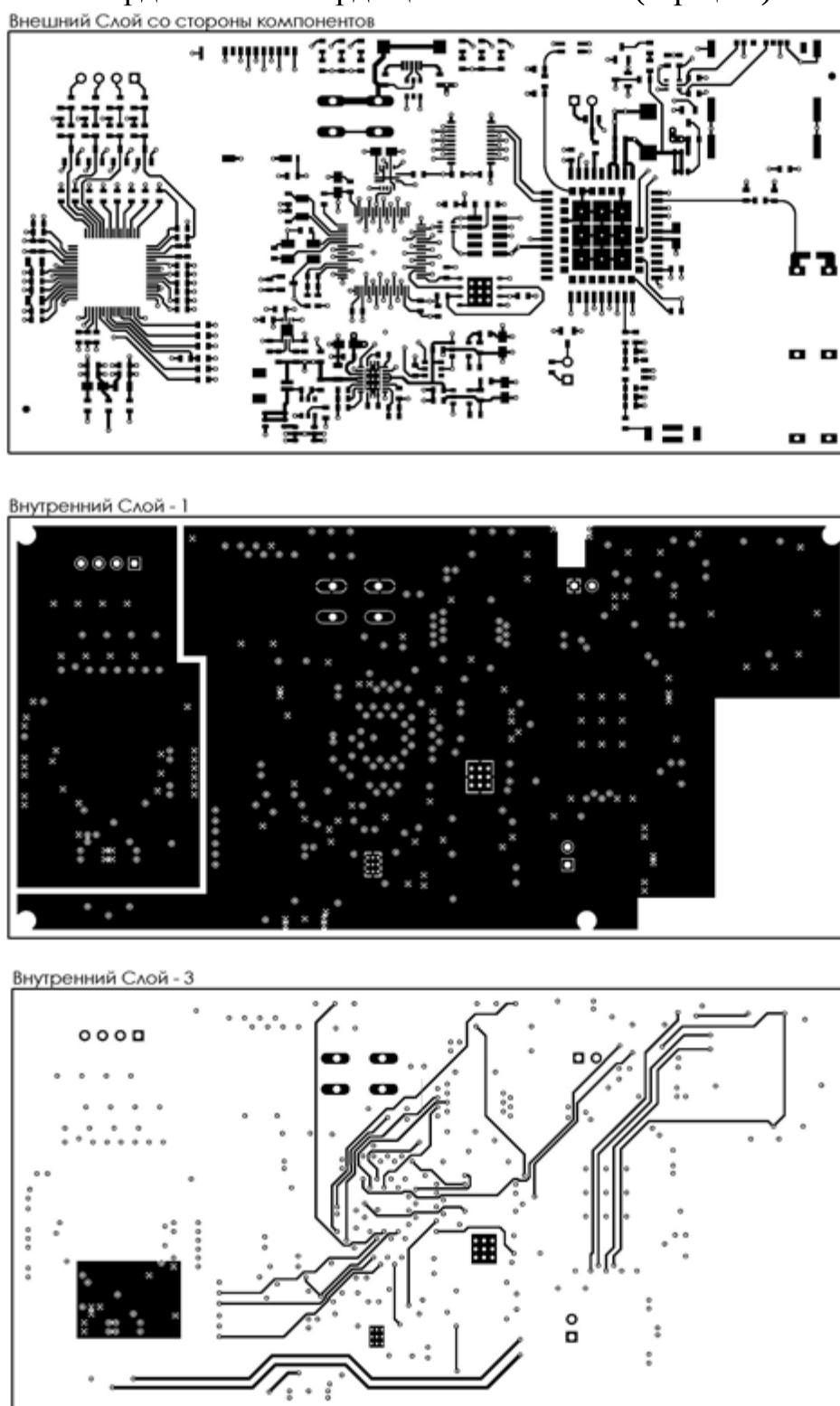
Таблица сверловки

Symbol	Count	Hole Size	Plated	Hole Tolerance
○	334	0mm	Plated	None
◇	9	0mm	Plated	None
◇	6	1mm	Plated	None
○	8	1mm	Plated	None
⊗	4	1mm	Plated	None
□	4	3mm	Non-Plated	None
	365 Total			

Сурет 2.3 – Қабаттар стегі және баспа платасының бұрғылануы

ҚОСЫМША 2 ЖАЛҒАСЫ

Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-2)

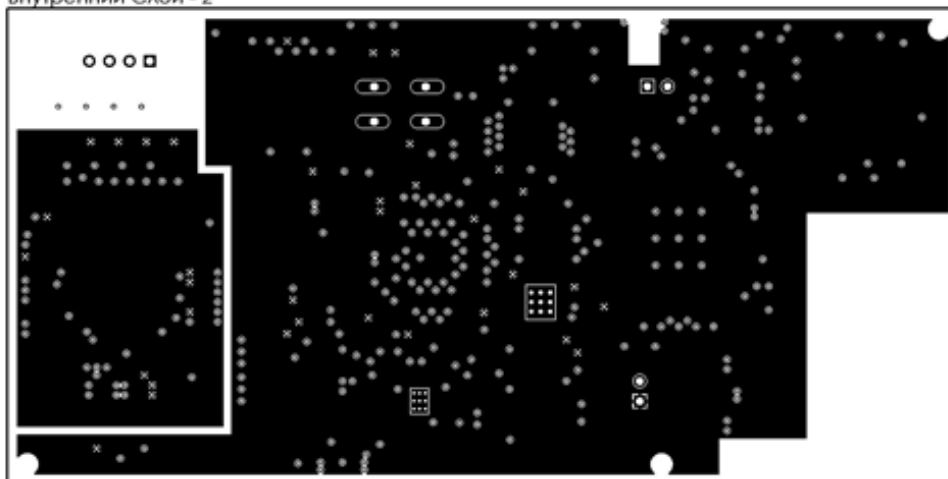


Сурет 2.4 – Баспа платасының 1-3 қабаттары

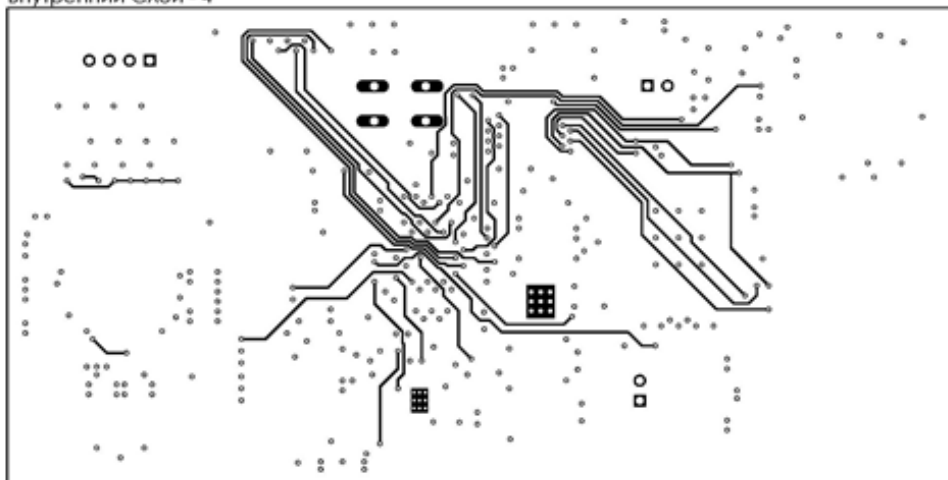
ҚОСЫМША 2 ЖАЛҒАСЫ

Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-2)

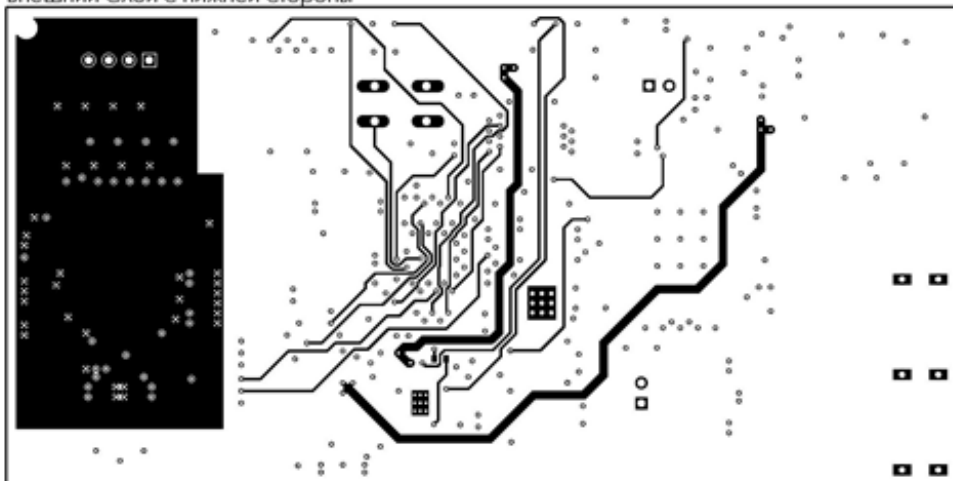
Внутренний Слой - 2



Внутренний Слой - 4



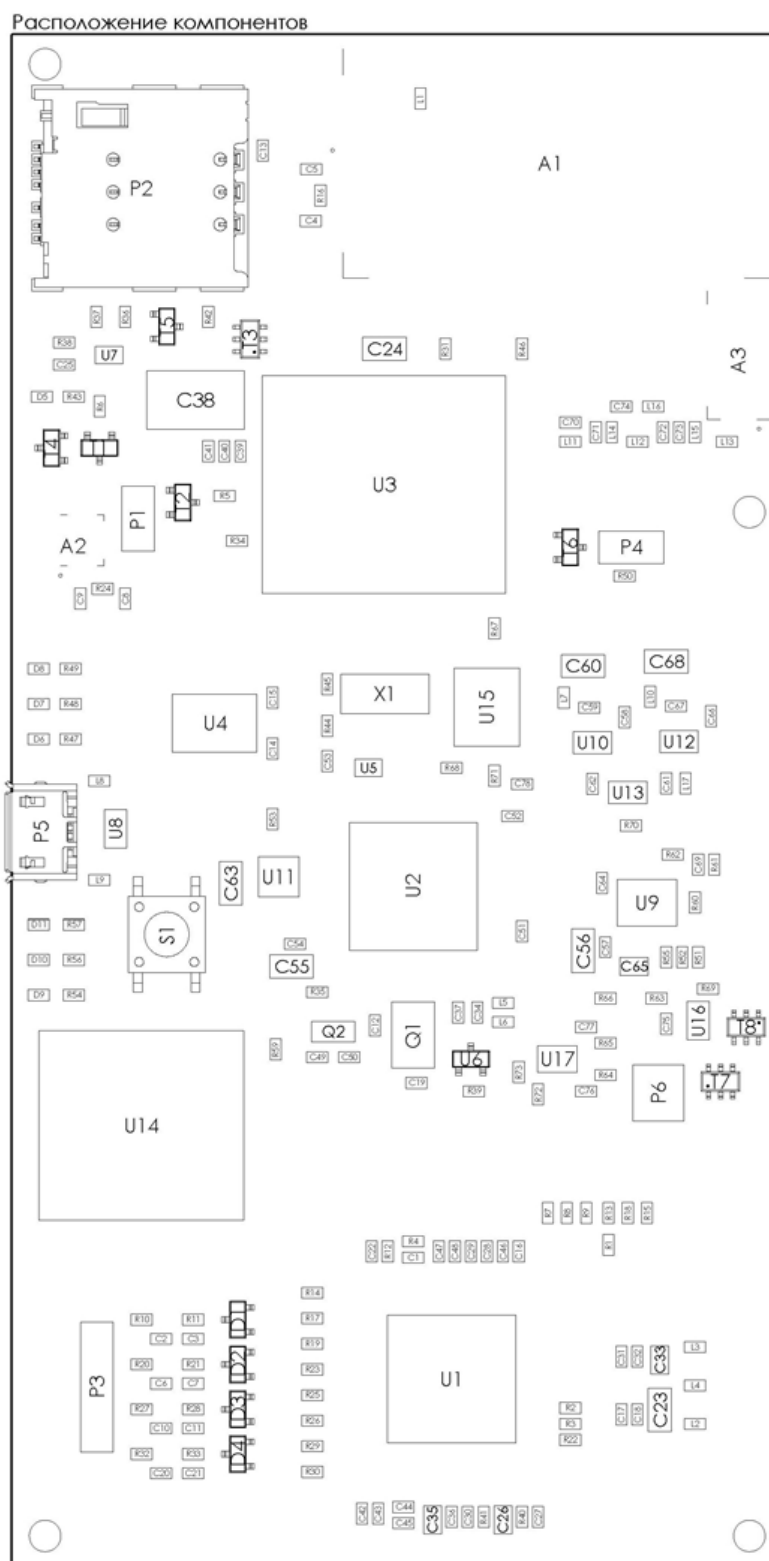
Внешний Слой с нижней стороны



Сурет 2.5 – Баспа платасының 4-6 қабаттары

ҚОСЫМША 2 ЖАЛҒАСЫ

Кардиоанализатордың баспа платасы (Нұсқа-2)



Сурет 2.6 – Баспа платасында компоненттердің орналасуы

Микроконтроллерден деректерді алу кодтары

```

/* USER CODE BEGIN Header */
/**
*****
*****
* @file      : main.c
* @brief     : Main program body
*****
*****
* @attention
*
* <h2><center>&copy; Copyright (c) 2019 STMicroelectronics.
* All rights reserved.</center></h2>
*
* This software component is licensed by ST under BSD 3-Clause license,
* the "License"; You may not use this file except in compliance with the
* License. You may obtain a copy of the License at:
*      opensource.org/licenses/BSD-3-Clause
*
*****
*****
*/
/* USER CODE END Header */

/* Includes -----*/
#include "main.h"
#include "fatfs.h"

/* Private includes -----*/
/* USER CODE BEGIN Includes */
/* Buffer length must be select according to real messages frequency */
#include "ADS1298.h"
#include "MRAM.h"
#include "dwt_stm32_delay.h"
#include <stdbool.h> // Bool values
#include <stdlib.h> // random function
#include <stdio.h>
#define RXBUF_LEN      128 // must be power of 2
#define TXBUF_LEN      128 // must be power of 2

```

```

#define RXBUF_MSK      (RXBUF_LEN-1)
#define TXBUF_MSK      (TXBUF_LEN-1)
#define RXBUFSIZE 29
#define TXBUFSIZE 30
#define BUFFER_SIZE 64
#define LED_R_ON()    HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, LED_R_Pin
,GPIO_PIN_SET);
#define LED_G_ON()    HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, LED_G_Pin
,GPIO_PIN_SET);
#define LED_B_ON()    HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, LED_B_Pin
,GPIO_PIN_SET);
#define LED_R_OFF()   HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, LED_R_Pin
,GPIO_PIN_RESET);
#define LED_G_OFF()   HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, LED_G_Pin
,GPIO_PIN_RESET);
#define LED_B_OFF()   HAL_GPIO_WritePin(GPIOC, LED_B_Pin
,GPIO_PIN_RESET);
/* USER CODE END Private defines */
/* USER CODE END Includes */

/* Private typedef -----*/
/* USER CODE BEGIN PTD */

/* USER CODE END PTD */

/* Private define -----*/
/* USER CODE BEGIN PD */

/* USER CODE END PD */

/* Private macro -----*/
/* USER CODE BEGIN PM */

/* USER CODE END PM */

/* Private variables -----*/
I2C_HandleTypeDef hi2c1;

RTC_HandleTypeDef hrtc;

SD_HandleTypeDef hsd;

SPI_HandleTypeDef hspi1;
SPI_HandleTypeDef hspi2;

```

```

TIM_HandleTypeDef htim6;
TIM_HandleTypeDef htim7;

UART_HandleTypeDef huart1;
UART_HandleTypeDef huart2;
UART_HandleTypeDef huart3;
DMA_HandleTypeDef hdma_usart1_tx;

/* USER CODE BEGIN PV */

/* USER CODE END PV */

/* Private function prototypes -----*/
void SystemClock_Config(void);
static void MX_GPIO_Init(void);
static void MX_DMA_Init(void);
static void MX_TIM6_Init(void);
static void MX_USART1_UART_Init(void);
static void MX_SPI1_Init(void);
static void MX_I2C1_Init(void);
static void MX_SDIO_SD_Init(void);
static void MX_SPI2_Init(void);
static void MX_USART2_UART_Init(void);
static void MX_USART3_UART_Init(void);
static void MX_RTC_Init(void);
static void MX_TIM7_Init(void);
/* USER CODE BEGIN PFP */
FATFS SDFatFs;
FIL MyFile;
extern char SDPath[4];
FRESULT res;
uint32_t byteswritten, bytesread;          /* File write/read counts */
RTC_TimeTypeDef rtc_time;
RTC_DateTypeDef rtc_date;
uint8_t rx_buf[RXBUF_LEN], tx_buf[TXBUF_LEN];
char wrbuf[BUFFER_SIZE] = {0};
char rdbuf[BUFFER_SIZE] = {0};
/* xx_i - counter of input bytes (tx - pushed for transmit, rx - received)
   xx_o - counter of output bytes (tx - transmitted, rx - parsed)
   xx_e - counter of echoed bytes */
volatile uint16_t rx_i = 0, tx_o = 0;
uint16_t rx_o = 0, rx_e = 0, tx_i = 0;
volatile uint8_t tx_busy = 0;
bool bReceive;
char hexDigits[] = "0123456789ABCDEF";

```

```

uint8_t transferSPIADS1298(uint8_t send);
uint8_t transferSPIMRAM(uint8_t send);
union
{
    uint8_t d[4];
    long ld;
} data1;
char str[10];
char name[18];
char sddata[23];
char str1;
long l1;
uint8_t CR,LF,SUB;
uint32_t countofCardio; // to analyze
int32_t channelStoreData [350]; // to analyze
int32_t Pmax;
int32_t Rmax;
int32_t Qmin;
int32_t Smin;
int32_t Tmax;
int32_t PmaxStore;
int32_t RmaxStore;
int32_t QminStore;
int32_t SminStore;
int32_t TmaxStore;
int16_t ErrorSit;
uint8_t raw_data[RXBUFSIZE];
void WorkReceive(void);
char buf1[]={'P','r','e','c','h','a','r','g','e',' ','i','n',' ','p','r','o','g','r','e','s','s','\n'};
char buf2[]={'F','a','s','t',' ','c','h','a','r','g','e',' ','i','n',' ','p','r','o','g','r','e','s','s','\n'};
char buf3[]={'C','h','a','r','g','e',' ','d','o','n','e','\n'};
char buf4[]={'C','h','a','r','g','e',' ','s','u','s','p','e','n','d',' ','t','i','m','e','r',' ','f','a','u','l','t',' ','a','n','d',' ','s','l','e','e','p',' ','m','o','d','e','\n'};
char buf5[]={'F','i','b','r','a','l','a','t','i','o','n','\n'};
char buf6[]={'O','s','t','a','n','o','v','k','a',' ','s','e','r','d','s','a',' ','s','i','n','u','s','a','r','e','s','t'};
char buf7[]={'J','e','l','u','d','o','4','n','a','y','a',' ','h','i','k','a','r','d','y','a'};
int length = 15; // число нот
char notes[] = "ccggaagffeeddc "; // пробел пауза
int beats[] = { 1, 1, 1, 1, 1, 1, 2, 1, 1, 1, 1, 1, 2, 4 };
int tempo = 300;
uint8_t uart_send_buf[TXBUFSIZE];
uint8_t current_tx_buffer_size = 0;
bool uart_data_ready = false;
uint8_t tx_counter = 0;

```

```
//----- Для алгоритма определения -----
long Ptime;
long Rtime;
long Qtime;
long Stime;
long Ttime;
long Ptime1;
long Rtime1;
long Qtime1;
long Stime1;
long Ttime1;
uint8_t fibralation;
uint8_t sinusarest;
uint8_t hikordya;

uint8_t command22[] = "AT+USART=9600,0,0\r\n";
```

Шуды төмендетуге арналған фильтрация кодтары

```

ADS_START();
if(countofCardio>330)
{
    Pmax=channelStoreData[0];           // define Pmax
    Qmin=channelStoreData[30];          // define Qmin
    Rmax=channelStoreData[70];          // define Rmax
    Smin=channelStoreData[100];         // define Smin
    Tmax=channelStoreData[150];         // define Tmax
    for (uint16_t i = 0; i < 50; ++i) {
        if (channelStoreData[i] > Pmax) {
            Pmax = channelStoreData[i];
            PmaxStore=Pmax;              // хранение для сравнения
            Ptime=Ptime1;                // время
        }
    }
    Ptime1=0; // для временного расчета времени Р сегмента
    for (uint16_t i = 30; i < 100; ++i) {
        if (channelStoreData[i] < Qmin) {
            Qmin=channelStoreData[i];
            QminStore=Qmin;
            Qtime=Qtime1;
        }
    }
    Qtime1=0; // для временного расчета времени Р сегмента
    for (uint16_t i = 70; i < 150; ++i) {
        if (channelStoreData[i] > Rmax) {
            Rmax = channelStoreData[i];
            RmaxStore=Rmax;              // хранение для сравнения
            Rtime=Rtime1;                // время
        }
    }
    Rtime1=0;
    for (uint16_t i = 100; i < 200; ++i) {
        if (channelStoreData[i] < Smin) {
            Smin=channelStoreData[i];
            SminStore=Smin;
            Stime=Stime1;
        }
    }
    Stime1=0;
    for (uint16_t i = 150; i < countofCardio; ++i) {

```

```
if (channelStoreData[i] > Tmax) {  
    Tmax = channelStoreData[i];  
    TmaxStore=Tmax;           // хранение для сравнения  
    Ttime=Ttime1;            // время  
}  
}  
Ttime1=0;  
countofCardio=0;
```

3 критикалық жағдайды анықтауға арналған кодтар

```

/*----- 1 ситуация -----*/
if((Ptime-Qtime)>5) // PQ=0.1/0.2мс норм состояние если больше то
критично
{
    fibralation++;
    if(fibralation>250)
    {
        for(int i=0;i<sizeof(buf5);i++) // Фибрелация желудочников
            transmit(buf5[i]); // 1) Беспоряд сокращение асецеляция с
частьей
        fibralation=0;
        // sendSMS();
    }
}
/*----- 2 ситуация -----*/
if((Ttime+Ptime+Qtime+Rtime)>3000) // Систематическая форма
остановки сердца если RR>3 секунд то это знак синус ареста остановки
сердца
{
    sinusarest++;
    if(sinusarest>30)
    {
        for(int i=0;i<sizeof(buf6);i++) // Синус арест
            transmit(buf6[i]);
        sinusarest=0;
        // sendSMS();
    }
}
/*----- 3 ситуация -----*/
if((Qtime+Rtime+Stime)>2000) // Если сегмент QRS больше 2 секунды то
это критичное ситуация
{
    hikordya++;
    if(hikordya>30)
    {
        for(int i=0;i<sizeof(buf7);i++) // Желудичновая хикордия
            transmit(buf7[i]);
        hikordya=0;
        // sendSMS();
    }
}

```

Конфигурацияға және деректерді беруге арналған АТ командалар.

```

////////////////////АТ команды для конфигурации и передачи данных
////////////////////
uint8_t command1[] = "AT+CPIN?\r\n"; // command sets the password of the
mobile device.
uint8_t command2[] = "AT+CSQ\r\n"; // command to request signal strength
uint8_t command3[] = "AT+COPS?\r\n"; //Check that you're connected to the
network, in this case BSNL
uint8_t command4[] = "AT+CREG=1\r\n"; //enable +CREG: unsolicited result
code
uint8_t command5[] = "AT+CREG?\r\n"; // Check whether it has registered in the
network
uint8_t command6[] = "ATD+ 87716005070;\r\n"; // Dials a specified number.
uint8_t command7[] = "AT+CCID\r\n"; // Read SIM information to confirm
whether the SIM is plugged
//uint8_t command14[] =
"AT+CIPSTART,\"TCP\", \"82.209.115.203\",10090\r\n";
//uint8_t command14[] = "AT+CIPSTART= \"TCP\", \"89.250.87.29\",10090\r\n";
uint8_t command14[] = "AT+CIPSTART= \"TCP\", \"68.183.112.82\",10090\r\n";
uint8_t command15[] = "AT+CIPSEND=0,750\r\n";
uint8_t command16[] = "AT+CIFSR\r\n";
uint8_t command17[] = "AT+CGATT?\r\n";
uint8_t command18[] = "AT+CIPSTATUS\r\n";
uint8_t command19[] = "AT+CSTT= \"CMNET\" \r\n";
uint8_t command20[] = "AT+CIICR\r\n";
uint8_t command21[] = "AT+CIPSEND\r\n";
//-----SMS commands -----
uint8_t smscommand1[] = "AT+CMGF=1\r\n"; //Configuring TEXT
mode
uint8_t smscommand2[] = "AT+CMGS= \"+77716005070\" \r\n"; // phone
number to sms
uint8_t smscommand3[] = "Cardiodevice number 0148520 is run"; // Start SMS
when device is starting
uint8_t smscommand4[] = "Need help!"; // SMS for help
//-----GPS commands -----
uint8_t gpscommand1[] = "AT+CGNSPWR=1\r\n";
uint8_t gpscommand2[] = "AT+CGNSIPR=115200\r\n";
uint8_t gpscommand3[] = "AT+CGNSTST=1\r\n";
uint8_t gpscommand4[] = "AT+CGNSINF\r\n";
uint8_t gpscommand5[] = "AT+CLBS=?\r\n";

```

Диссертациялық жұмыс нәтижелерін пайдалану актылары

УТВЕРЖДАЮ

И.о. Президента

АО "Центральная клиническая
больница"

Амангалиев Д.Б.

" 6 " 10 2020 г.



СПРАВКА

Об использовании результатов диссертационной работы Алимбаева Чингиза Абдраимовича, представленной на соискание ученой степени доктора PhD на тему: «Разработка программно-технического комплекса неинвазивной кардиодиагностики»

Настоящей справкой удостоверяем, что АО "Центральная клиническая больница" города Алматы принята портативная система неинвазивной кардиодиагностики, предназначенная для своевременного определения опасных аритмий сердца в условиях свободной активности пациента, принятия решения о вызове экстренных служб при диагностировании критического состояния сердца и предоставления информации о пациенте лечащему врачу.

Предварительные испытания макетного образца разработанной системы показали, что методики, предлагаемые в диссертационной работе Алимбаева Ч.А., позволяют повысить качество оказания медицинской помощи.

Руководитель кардиологического центра
АО "Центральная клиническая больница"
города Алматы, доцент

Карибаев К.Р.

УТВЕРЖДАЮ

**Директор института
промышленной автоматизации и
цифровизации им. А. Буркитбаева**

 **Омарбеков Б.О.**

“ 8 ”  2020 г.

АКТ

внедрения в учебный процесс института промышленной автоматизации и цифровизации им. А. Буркитбаева, КазНITU имени К.И.Сатпаева результатов диссертационного исследования Алимбаева Чингиза Абдраимовича, на тему:
«Разработка программно-технического комплекса неинвазивной кардиодиагностики»

Мы, нижеподписавшиеся, Бактыбаев Мурат Кыргызбаевич, к.ф.-м.н., ассоц. профессор и Алдияров Нахыпбек Уалиевич, к.ф.-м.н., ассоц. профессор кафедры «Робототехники и технических средств автоматики», удостоверяем факт внедрения результатов диссертационной работы Алимбаева Чингиза Абдраимовича в учебный процесс кафедры «Робототехники и технических средств автоматики». Материалы исследования используется при чтении лекций и проведении практических занятий по предметам «ROB1771-Сердечная инженерия» и «ROB1001 - Биомедицинская электроника».

Результаты диссертации обеспечивают возможность обучающимся, используя опытный образец кардиодиагностической системы, регистрировать и обрабатывать электрокардиосигнал с применением новых способов анализа. Таким образом, повышается эффективность изучения функционирования и заболеваний сердечно-сосудистой системы.

**Ассоц. профессор кафедры
«Робототехники и технических
средств автоматики», к.ф.-м.н.**



Бактыбаев М.К.

**Ассоц. профессор кафедры
«Робототехники и технических
средств автоматики», к.ф.-м.н.**



Алдияров Н.У.