

ВИСШЕ ВОЕННОМОРСКО УЧИЛИЩЕ „Н. Й. ВАПЦАРОВ“
ФАКУЛТЕТ „ИНЖЕНЕРЕН“

КАТЕДРА „ЕЛЕКТРОНИКА“

ВЕСЕЛИН ЕВГЕНИЕВ АТАНАСОВ

ВЪЗМОЖНОСТИ ЗА СЪБИРАНЕ И АНАЛИЗ НА ДАННИ ОТ
БИОМЕТРИЧНИ И БИОМЕДИЦИНСКИ СЕНЗОРИ

Професионално направление:

Комуникационна и компютърна техника

Докторска програма:

Автоматизирани системи за обработка на информацията и управление

ДИСЕРТАЦИОНЕН ТРУД

за придобиване на образователна и научна степен

„ДОКТОР“

Научен ръководител:

Капитан III ранг професор доктор Йордан Атанасов Сивков

Варна – 2023

Съдържание

Увод.....	5
1.1. Електрокардиограма.....	10
1.2. Анализ на ЕКГ интервалите.....	12
1.2.1. QT интервал	12
1.2.2. Сърдечен ритъм	12
1.2.3. PR интервал.....	14
1.2.4. QRS продължителност	14
1.3. Ръчно разчитане на електрокардиограма	14
1.4.2. Прагов метод	17
1.4.3. Тангенциален метод.....	18
1.4.4. Метод на съвпадение с шаблони (Template matching)	19
1.4.5. Multiresolution Teager energy operator (MTEO).....	20
1.5. Съпоставка на двата метода.....	21
1.6.1. Преобразуване на Фурие.....	23
1.6.2. Кратковременно преобразуване на Фурие.....	26
1.6.3. Уейвлет преобуване	27
1.7. Изводи и цели	34
2.1. Източници на информация.....	37
2.1.1. Стационарна станция.....	37
• Преносимо сензорно устройство	38
• Устройство, оценяващо състоянието на средата.....	38
• Устройство, предоставящо геореферирана информация	39
• Личен дневник	39
2.2. Архитектурен модел	39
2.2.1. Състав на съобщението	40
2.3. Алгоритъм за работа	41

2.4. Прототип на стационарна станция за добиване и анализ на данни от биомедицински сензори.....	44
2.4.1. Блокова схема.....	44
2.4.2. Алгоритъм на работа на стационарната станция.....	46
2.5. Сравнителен анализ, базиран на методика за оценка на информационна система за добиване, обработка, предаване и изобразяване.....	52
2.5.1. Сензорен мобилен комплект.....	53
2.6. Методика за оценка на информационна система за добиване, обработка, предаване и изобразяване.....	54
2.6.1. Оценка на методиката.....	57
2.6.2. Сравнение между стационарната станция от предложения модел и мобилния сензорен комплект.....	58
2.7. Изводи от втора глава.....	59
3.1. Инструменти, използвани в анализа.....	61
3.1.1. База данни.....	61
3.1.2. Критерии за оценка на филтриращите технологии.....	63
3.2. Селектиране на оптимална обработка.....	77
3.3. Подход при добиването на данни чрез обединяване на информацията.....	78
3.4. Изводи от трета глава.....	79
4.1. Резултатите от работата на системата, функционираща чрез селектиране на оптимална обработка.....	80
4.1.1. Метод за класифициране на присъствие на шум с различна морфология.....	80
4.1.2. Обобщение на резултатите от работата на подхода за обработка чрез селектиране на оптимална обработка.....	84
4.2. Обобщение на резултатите от работата на подхода за обработка чрез обединяване на информацията.....	91
4.3. Сравнение на резултатите от двата подхода при добиване на информация за P-QRS-T комплекса.....	93

4.4. Изводи от четвърта глава	97
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	98
Списък с таблиците	101
Списък с фигурите	102
Списък със съкращенията	104
Използвана литература	105

Увод

Темата на настоящата дисертация е свързана с проблемите на съвременните системи за събиране, предаване, обработка, анализ и предоставяне на информация от биомедицински и биометрични сензори, и по-точно приложението на такава система в корабоплаването. Надеждното следене на параметрите на екипажа, автоматичният анализ на резултатите в полза на предвиждане на патологични състояния, умора и/или стрес са, както и при приложение на телемедицината.

МОТИВИТЕ за работата по темата на дисертацията произтичат от:

- Наличните проблеми при изграждането на система за постоянно наблюдение на биомедицинските параметри на човешкото тяло, особено в области на индустрията, където достъпът до медицинска помощ е силно ограничен.
- Захранването на съвременните технологични решения от вида интернет на нещата и изкуствен интелект относно медицински данни и тяхната предварителна обработка.
- Специфичните условия на работа на морските лица и липсата на интегрирани решения за продължаваща медицинска диагностика с цел превенция.

ПРЕДМЕТ на дисертационния труд са методите за цифрова и статистическа обработка и анализ на сигналите, получени от биомедицински и биометрични сензори, и програмните средства за тяхната реализация.

ЦЕЛТА, която се поставя при работата, е изследване на възможностите за автоматизиране на алгоритмите за обработка на медицинска информация за здравословното състояние на морски лица.

СРЕДСТВАТА, с които се постига целта на изследването, са: статистическата теория за вземане на решения и обработка на информация; числените методи и методите за математическото моделиране; експерименталните изследвания, провеждани със съвременни технически средства и програмно осигуряване.

Възприета е следната структура на оформяне на настоящия дисертационен труд: увод, четири глави и заключение.

В първа глава е представено съвременното състояние на медицинските изследвания. Морските лица са подложени на риск от различни кардиологични заболявания, които могат да доведат до сериозни последици, включително и смърт. Затова постоянният мониторинг и анализът на текущите параметри на човешкото тяло чрез методи като електрокардиограмата могат да доведат до превенция и предварително откриване на патологични състояния. Направените сравнителни анализи на методите за анализ на P-QRS-T комплекса на ЕКГ сигнала показват, че автоматичните методи са по-предпочитани, особено в информационните системи за превенция на здравето и телемедицина. Също така наличието на множество математически модели за автоматичен анализ и извличане на P-QRS-T комплекса от ЕКГ сигнала може да предостави допълнителни инструменти за обработка и представяне на сигналите, които могат да допринесат за по-точна диагностика и лечение на кардиологични заболявания.

Във втора глава е представен модел на системата за добиване, обработка и съхранение на информация от различни сензори, специално проектиран за корабни платформи. Разработен е прототип на стационарна станция и е предложена методика за оценка на подобни системи, която е приложена в сравнителен анализ между стационарната станция и мобилния сензорен компонент. Според оценката, стационарната станция не отстъпва на мобилния компонент и дори го доминира в някои критерии.

В трета глава е описана експерименталната постановка, която дава разяснение за входните данни, използвани за анализа, методите за филтрация и тяхното прилагане чрез Matlab. Представени са критериите за оценка на филтриращите технологии и алгоритъмът за автоматично откриване на P-QRS-T комплекса. Целта на експеримента е да докаже възможността да се прилагат изложената методология за предварителна обработка и обработка на ЕКГ сигнал. Като се противопоставят два основни подхода: селектиране на оптимална обработка и обединяване на източници за повишаване на информираността при извличане на P-QRS-T комплекса.

В четвърта глава са представени експерименталните резултати. Те предполагат, че подходът на комбиниране на информация за P-QRS-T комплекса от канали с различни филтри осигурява по-добри резултати при обработката на ЕКГ сигнала. Резултатите са измерени чрез ясни и измерими параметри, показващи ефективността на този подход за подобряване на точността на откриване на P-QRS-T комплекса в ЕКГ сигнал. Този подход

може да има значителни последици за подобряване на предварителната и фактическата обработка на ЕКГ сигнал и за извличане на персонална информация в система за добиване, предаване на съхранение и анализ на информация от биомедицински и биометрични сензори.

В заключението са представени обобщени изводи, направени в резултат на научноизследователската и експерименталната работа по дисертационния труд.

Показани са **приносите** – научно-приложни и приложни, постигнати с дисертационни труд.

В процеса на разработване на изследването „Възможности за събиране и анализ на данни от биометрични и биомедицински сензори“ са ползвани 115 източника, като научният апарат за библиографско цитиране е приведен към изискванията на БДС ISO 690: 2021 (Е).

Първа глава

ТЕКУЩО СЪСТОЯНИЕ НА ПРЕДМЕТА НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД

Сърдечносъдовите заболявания (ССЗ) са водеща причина за смъртните случаи в Европа, отнасящи се едновременно за двата пола, причиняващи смъртта на 4,1 милиона души годишно и заемащи като относителен дял 46% от всички случаи (NICHOLS, TOWNSEND, SCARBOROUGH, RAYNER 2013). Статистически данни (ROBERTS, JAREMIN 2010) показват, че от 1919 г. до 2005 г. има 23 291 смъртни случая от естествен характер по британските кораби, като от тях сърдечносъдови заболявания са 4601 (19,8%). Необходимо е да се вземе под внимание, че 2052 (8,8%) не са класифицирани по причина. Tore J. Larsson и Christian Lindquistb (LARSSON, LINDQUIST 1992) обобщават статистически данни, отнасящи се за шведските моряци през периода от 1984 г. до 1988 г., като резултатите от тях показват, че 44% от инцидентите се отнасят към ССЗ. Анкета измежду 465 морски офицери от различни рангове и компетенции, проведена в Occupational and Maritime Medicine в Хамбург, показва, че 133-ма от тях са имали сериозни ситуации, които са изисквали медицинска помощ, като 37,9% се отнасят за сърдечносъдови заболявания (OLDENBURG, RIEGER, SEVENICH, HARTH 2014).

Основните фактори, които носят риск и предразположение към ССЗ, се разделят на две групи. Рискови фактори, които не могат да се контролират (възраст, пол, наличие на роднини със ССЗ, генетично предразположение). Рискови фактори, които могат да се контролират (високо кръвно налягане, висок холестерол, захарен диабет, тютюнопушене, затлъстяване, обездвижване, стрес) (OLDENBURG, BAUR, SCHLAICH 2010; OLDENBURG 2014). Изследване, направено от Маркус Олденбург и колектив (OLDENBURG, JENSEN, LATZA, BAUR 2008), проведено върху 161 моряци, от които 104 са европейци и 57 са неевропейци. От изброените рискове с високо кръвно налягане са 49,7%; с високи триглицериди – 41,6%; в рисковата възраст – 39,8%; пушачи – 37,3%. В обобщение, 106 моряци (65,8%) притежават нисък риск от ССЗ, но 55 (или 34,2%) попадат в групата на рисковите. Приблизително 44% от мъжете – френски моряци, пушат (FORT, MASSARDIER-PILONCHERY, BERGERET 2009). В литературния обзор (POUGNET, POUGNET, LODDÉ, CANALS-POL, JEGADEN, LUKAS,

DEWITTE 2013) е направено изследване, обобщаващо 18 статии с информация за ССЗ в морската индустрия, резултатите от което могат да се видят в таблица 1.

Таблица 1. Рискови фактори и сравнение на тяхната разпространеност: 1990 – 2000 г.

Рисков фактор	Разпространение	1990-те – разпространението в проучванията	2000-те – разпространението в проучванията
Тютюнопушене	61,4 %(84 458)	61,3% (82 237)	45,4% (1567)
Наднормено тегло: BMI>25	60,95 (3835)	47,1% (697)	64,1% (3120)
HBP>140 and/or 90 mm Hg	30,1% (925)	14,8% (290)	42,1% (635)
HCT	34,6% (735)	33,9% (667)	42% (89)
Гликемични аномалности или диабет	3,6% (1795)	3,9% (1995)	4,0% (15)

BMI – индекс на мазнините; HBP – високо кръвно налягане; HCT – висок холестерол

Лицата, работещи на плавателни платформи и кораби, несъмнено попадат в рисковите групи, една от причините за което е средата на работа и живот. Дългото откъсване от семейството (OLDENBURG 2014), разпределението на работния ден по вахтения начин, редовното недоспиване и хроничната умора (JEPSEN, ZHAO, VAN LEEUWEN 2015), бързото преминаване през времеви пояси налагат често сменяне на дневния режим, като не дава възможност организмът да се приспособи.

Основните неинвазивни средства за изследване на сърдечната работа са: електрокардиограма, измерване на кръвното налягане и пулса. Най-пълна и подробна картина от тези примери дава електрокардиограмата.

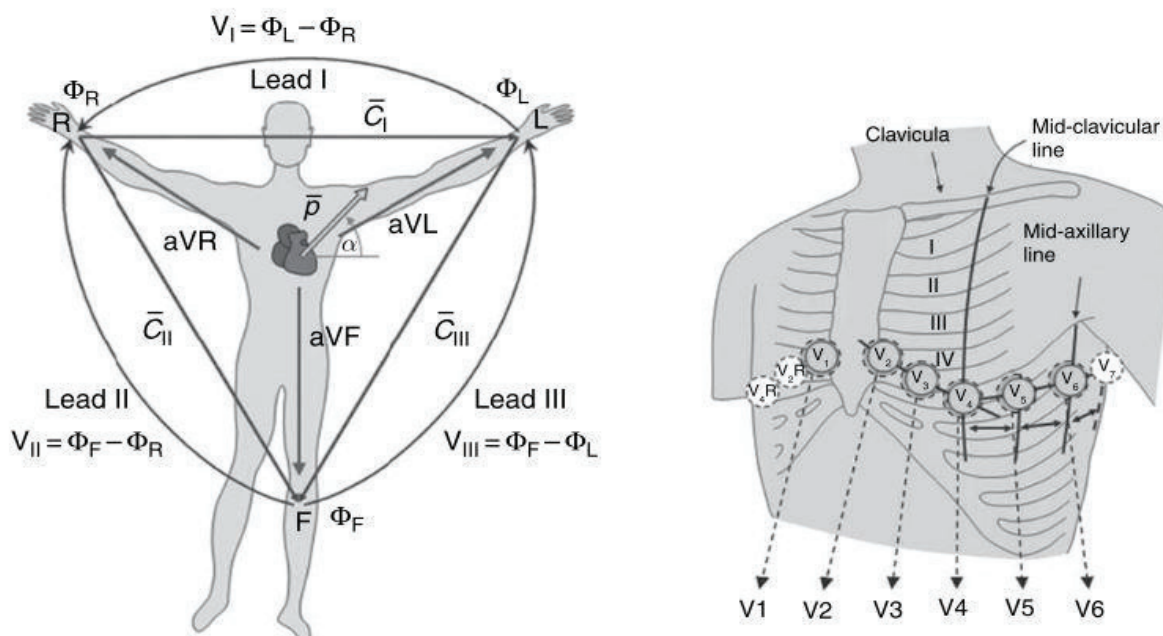
1.1. Електрокардиограма

Първото измерване на електрическата активност на сърцето е регистрирано и докладвано от Willem Einthoven, което му носи Нобелова награда през 1924 г. (BAROLD 2003). Електрокардиограмата (ЕКГ) е най-използваният метод за диагностика на сърдечносъдови заболявания (ССЗ). Стандартно в практиката се използват 12-канални отвеждания (ZARZOSO, PHLYPO, MESTE, COMON 2009; CAMERON 1996; MALMIVUO, PLONSEY 1995; МАРЧЕВ 2007). На Фигура 1 е изобразено разполагането на 9-те електрода, за да се образуват съответните отвеждания:

Периферни:

- Отвеждане I: $V_I = \Phi_L - \Phi_R$;
- Отвеждане II: $V_{II} = \Phi_F - \Phi_R$;
- Отвеждане III: $V_{III} = \Phi_F - \Phi_L$;
- aVL – еднополюсно отвеждане от лявата ръка;
- aVR – еднополюсно отвеждане от дясна ръка;
- aVF – еднополюсно отвеждане от ляв крак.

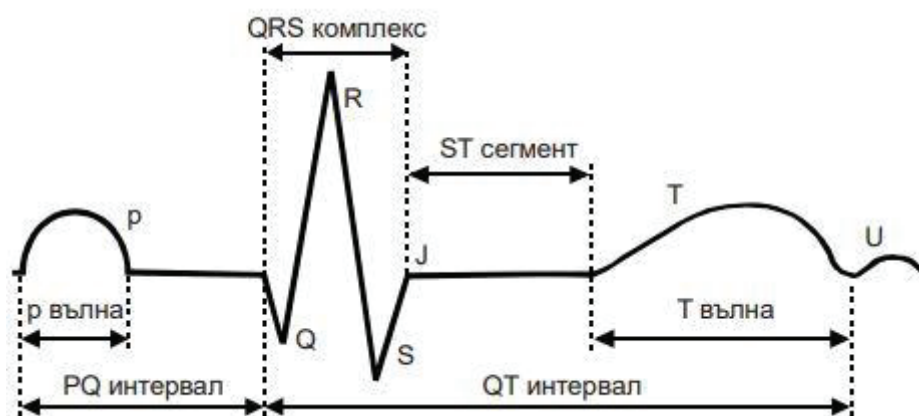
Прекардиални: от V_1 до V_6 отвеждания.



Фигура 1. Позицията на електродите в стандартното 12-канално отвеждане

За да се изяснят основните форми в ЕКГ сигнала, е необходимо да се обяснят анатомичните особености на сърдечния мускул. Сърдечният мускул се разделя условно на четири части – две предсърдия и две камери, съответно лява и дясна. Разпространението на потенциалите за действие през предсърдията и вентрикулите по време на всеки сърдечен пулс води до набор от различни характеристики в присъщата форма на ЕКГ. Тези характеристики представляват или деполяризация (електрическо разреждане), или реполяризация (електрическо презареждане) на клетките на сърдечния мускул в предсърдията и вентрикулите.

ЕКГ съдържа три основни вълни: P, QRS и T. Те съответстват на отделни фази на възбуждането (деполяризация) на сърдечния мускул (миокард), който управлява помпената дейност на сърцето. На Фигура 2 е изобразен ЕКГ сигнал, съответстващ на II стандартно отвеждане.



Фигура 2. Елементи на електрокардиограмата

Сърдечният цикъл започва с P-вълната, която представлява ниско амплитудно отклонение, което е следствие от възбуждането на предсърдията на сърцето; характеризира се с начало и край P_{on} и P_{off} . Следвана е от QRS комплекса, който е най-разпознаваемата функция в ЕКГ сигнала и съответства на периода на камерна деполяризация. Началото и краят на QRS комплекса се обозначават с точките Q и J. T-вълната се отнася към камерната реполяризация и с нейния край – точката $Toff$, приключва и сърдечният цикъл. В допълнение след T-вълната понякога се образува и U-вълна, която в настоящия момент е с неустановен произход. Всеки сърдечен цикъл се разделя от предходния и от следващия с базова линия; приема се, че тя е между $Toff$ и P_{on} точките.

Морфологията на различните вълни на ЕКГ зависи от редица фактори, като те може да отговарят на ССЗ или на сърдечни аномалии в изследвания обект. Морфологиите на Р- или на Т-вълните включват те да бъдат изправени, обърнати, двуфазни (това се отнася за вълна, която първо е положителна и след това – отрицателна, или обратното). В допълнение към стандартните морфологии Р- и Т-вълните могат да бъдат плоски или трудни за разграничаване от изоелектричната базова линия (МАРЧЕВ 2007).

1.2. Анализ на ЕКГ интервалите

Времето между две определени точки от ЕКГ се определя като интервал. Измерването на ЕКГ интервалите представлява интерес, защото те са индиректно измерване на времевите интервали на различните позиции при сърдечния цикъл и могат да бъдат индикатор за присъствие на определени кардиологични състояния. На фигура 2 са изобразени стандартните PQ интервал, QT интервал, ST сегмент и QRS продължителност.

1.2.1. QT интервал

Може би най-важният времеви интервал в ЕКГ сигнала е QT интервалът. QT интервалът дефинира времето между началото на QRS комплекса и края на Т-вълната: Toff-Q. Този интервал кореспондира с пълна продължителност на електрическата активност (деполяризация и реполяризация) във вентрикулите при даден сърдечен удар. Важно е да се отбележи, че QT интервалът варира в зависимост от избора на конкретното ЕКГ отвеждане. Това означава, че стойността на QT интервала, измерен за един и същ сърдечен удар, при различни отвеждания ще даде различна стойност.

1.2.2. Сърдечен ритъм

В допълнение към избора на ЕКГ отвеждането, QT интервалът варира и при различен сърдечен ритъм (пулс). Конкретно при ниска сърдечна честота QT интервалът се удължава, докато при висок сърдечен ритъм той се скъсява. По този начин, когато на практика се оценява QT интервалът, е необходимо да се коригира с измерената стойност за сърдечния ритъм. Корекцията на сърдечния ритъм в QT интервала се нарича коригиран QT или QTc интервал (corrected QT). Тази стойност на QT интервала се отнася за това, каква би трябвало да бъде стойността при пациент със сърдечен ритъм 60 удара в

минута. Коригираният QT интервал се изразява с формула (1) на Базет (BAZETT 1920/1997):

$$QTc(B) = \frac{QT}{\sqrt[2]{RR}} \quad (1),$$

където RR интервалът се дефинира във времето (в секунди) между два съседни пика от QRS комплекса.

Синдромът на дългия QT интервал (Long QT syndrome [LQTS]) се отнася до състояние, при което QTc интервалът има по-голяма продължителност по отношение на нормалния му диапазон от стойности. В таблица 2 са показани номиналните стойности на продължителност за коригирания QT интервал, статистически данни, изследвани от A. J. Moss (MOSS 1993).

Таблица 2. Резултати от изследването на Moss за QT, RR и QTc интервалите

QT, RR и QTc, стойности на 581 индивидуални измервания			
	Деца (n = 158)	Мъже (n = 222)	Жени (n = 198)
Възраст [години]			
Стойност ± SD	9±4	37 ± 13	40 ± 15
RR интервал			
Стойност ± SD	0,76 ± 0,11	0,96 ± 0,15	0,88 ± 0,13
Диапазон	0,60 – 1,00	0,62 – 1,46	0,64 – 1,30
QT интервал			
Стойност ± SD	0,37 ± 0,03	0,40 ± 0,03	0,39 ± 0,03
Диапазон	0,31 – 0,42	0,33 – 0,51	0,33 – 0,48
QTc интервал			
Стойност ± SD	0,42 ± 0,02	0,41 ± 0,01	0,42 ± 0,02
Диапазон	0,38 – 0,46	0,38 – 0,44	0,37 – 0,48

* SD (standard deviation) – стандартно отклонение.

LQTS е едно от най-сериозните състояния, което причинява уязвимост от много бърз, ненормален сърдечен ритъм (аритмия). Обаче високият сърдечен ритъм сам по себе си не е фатален, но при някои обстоятелства това може да прерасне в камерна фибриляция и фатална аритмия. Това състояние показва невъзможността на сърцето да изпомпва ефективно кръв към мозъка, което води до загуба на съзнание и смърт.

1.2.3. PR интервал

PR интервалът представлява времето между началото на Р-вълната и началото на QRS комплекса. Той съответства на времето от началото на деполяризацията на предсърдията до началото на камерната деполяризация. При здрави пациенти интервалът е с дължина от 0,12 до 0,2 секунди.

1.2.4. QRS продължителност

Продължителността на QRS комплекса съответства на продължителността на камерната деполяризация във всеки сърдечен удар. За здрави пациенти обикновено не е по-голям от 0,12 секунди.

1.3. Ръчно разчитане на електрокардиограма

Разчитането на електрокардиограмата се извършва само от специалист с медицинско образование или хора със специфични умения. Необходимите компетенции на лицата са многообразни и се натрупват продължително. Обикновено разчитането на кардиограма се извършва чрез принтирането ѝ на милиметрова хартия. Стъпките, според доц. д-р Сотир Марчев (МАРЧЕВ 2007), са:

- Установяване на име и възраст на пациента и датата, на която е регистрирана електрокардиограмата.
- Преглед на амплитудата на контролен миливолт спрямо записаното ЕКГ.
- Установяване на ритъм.
- Определяне на сърдечна честота, електрическа ос и напрежението.

- Последващо от разглеждане на отделните отвеждания последователно отпред назад.

Времеемка процедура, изискваща концентрация за правилно откриване на всички елементи на P-QRS-T комплекса. Дори и при ръчното разчитане специалистите се подпомагат с информация, като за сърдечния ритъм от алгоритми за автоматично разчитане. Съществува невъзможност, ако е необходимо голямо количество от данни да се разчитат, както се залага в модела за система за добиване, предаване, анализ и съхранение на данните от биомедицински и биометрични сензори.

Не може да се отрече фактът, че единствено специалист би могъл да анализира данните за индивидуалното състояние на изследвания се за определяне на диагноза, но системите за автоматичен анализ на ЕКГ биха били полезен инструмент в тази дейност.

1.4. Автоматично разчитане на електрокардиограма

Алгоритмите, прилагани за автоматично откриване и измерване на вълните в ЕКГ сигнала не само са в помощ на медицинския персонал, който разчита ръчно електрокардиограмата, но открива и своето приложение в цялостни системи за анализ и съхранение на биомедицински данни. Ясно се обосновава необходимостта на разчитането на огромно количество ЕКГ сигнали; от алгоритми това да става без или със минимална намеса на човешка работа. Невъзможността да се отдели толкова голямо количество човешка сила, налага бурно развитие на системи за автоматичен анализ на ЕКГ сигнала. С развитието на новите технологии и възможността да се изпълняват дори и много сложни и трудоемки математически модели за анализ на сигнали, води до голямо разнообразие от техники за автоматичен анализ – някои от тях ще бъдат разгледани накратко.

Повечето съществуващи методи за автоматичен анализ на ЕКГ се стремят да открият и анализират различни части от QRS комплекса. Първият етап е откриването на пика в QRS комплекса.

1.4.1. Алгоритъм на Пан и Томпкинс

Един от стандартните подходи за откриване на QRS комплекса е алгоритъмът на Пан и Томпкинс (PAN, TOMPKINS 1985) (SEDGHAMIZ 2014), който преминава през следните етапи:

- ЕКГ сигналът се филтрира с честотна лента от 5 до 15 Hz, което позволява намаляването на шума.
- Следва диференциране на сигнала, за да се открие информация за наклона на QRS комплекса.
- Резултатът след диференцирането се повдига на квадрат, което прави сигнала само положителен и осигурява нелинейно мащабиране (това служи за акцентиране на високочестотната информация от първичния лентово-филтриран сигнал).
- Следва използването на плъзгащ се интегриращ прозорец (moving-window integration). Неговото предназначение е да получи информация за характеристиките на QRS комплекса, в допълнение – и информацията за наклона.
- И накрая, прилага се праг към резултата от обработката с плъзгащ се интегриращ прозорец, за да се намерят пиковите и R-вълната в QRS комплекса.

Въпреки че алгоритъмът на Pan и Tompkins (PAN, TOMPKINS 1985) намира широко разпространение в практиката, той притежава редица недостатъци. От изключителна важност са изборът на стойността на прага, както и ширината на интегриращия прозорец; които понякога водят до откриване на лъжливи QRS комплекси или пропускането на такива. За да се избегне това, създателите на алгоритъма предлагат самообучаващи се системи за праг и ширина на прозореца при 24-часови ЕКГ записи. Този подход обаче не може да се приложи при анализа на отделни 10-секундни ЕКГ записи, за които праговете трябва да бъдат определени предварително.

След като бъде открит всеки пик в QRS комплекса, или по-точно R-вълната, следва да се открият останалите основни вълни. Необходимо е да се открият самите крайни точки на QRS комплекса (т.е. точките Q и S). Meij и колектив (MEIJ, KLOOTWIJK, ARENDS, ROELANDT 1994) предлагат предварително определен праг за уточняване на гореспоменатите точки.

Прецизирането на компонентите на QRS комплекса е последвано от детерминиране на върховете на Т- и Р-вълните, като се търсят по максимална абсолютна амплитуда спрямо точките Q и J. Алтернативен подход е

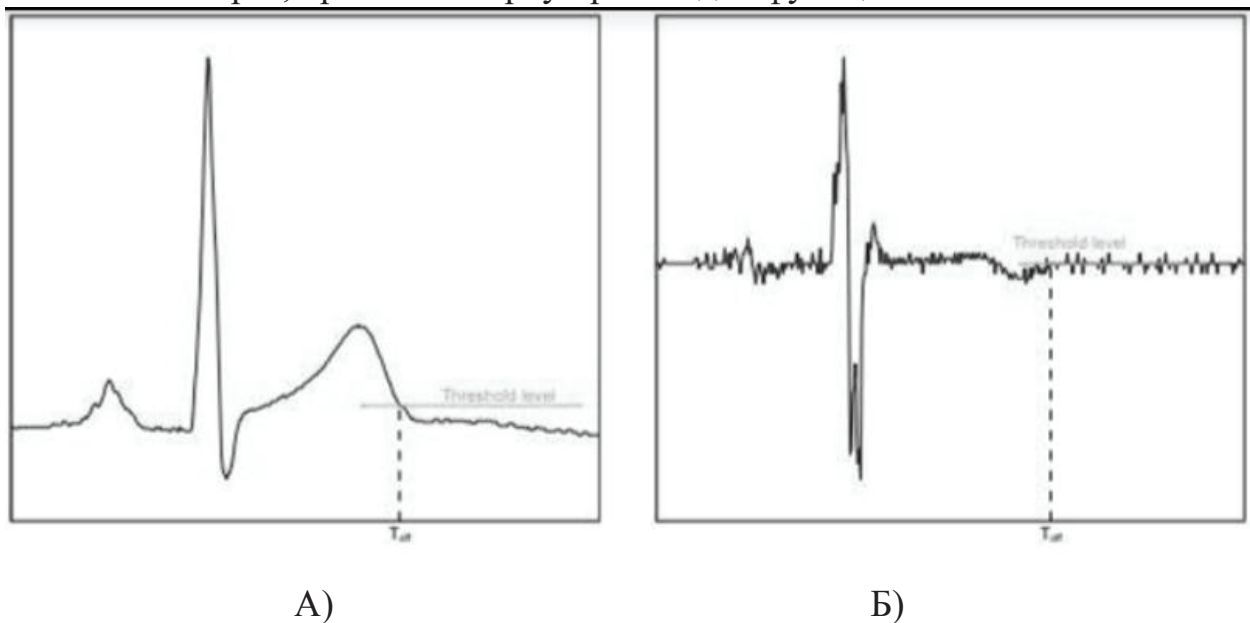
използването на шаблони за съвпадение, където се локализират върховете (XUE, REDDY 1998). Основното предимство на метода е устойчивостта на шумове в сигнала.

Следващият и най-труден етап от автоматичното анализиране на ЕКГ сигнала е да се открие продължителността на Т- и Р-вълните, където предизвикателството е да се определи надеждно и стабилно края на Т-вълната.

1.4.2. Прагов метод

Праговият метод се прилага като основен подход за определяне на края на Т-вълната в ЕКГ сигнал (MEIJ, KLOOTWIJK, ARENDS, ROELANDT 1994; DASKALOV, CHRISTOV 1999; MCLAUGHLIN, CAMPBELL, MURRAY 1993; LAGUNA, JANÉ, CAMINAL 1994; MORAES, VIANA 1997). Праговият метод може да бъде приложен по два различни начина:

- Праг, приложен върху ЕКГ сигнала или върху филтриран сигнал.
- Праг, приложен върху производна функция от ЕКГ сигнала.



Фигура 3. Илюстрация на праговите методи за определяне на края на Т-вълната

На фигура 3 са показани два възможни начина за прилагане на праговия метод с цел откриване на края на Т-вълната (T_{off}). Ефективността на метода зависи от избора на стойността на прага, приложен към сигнала.

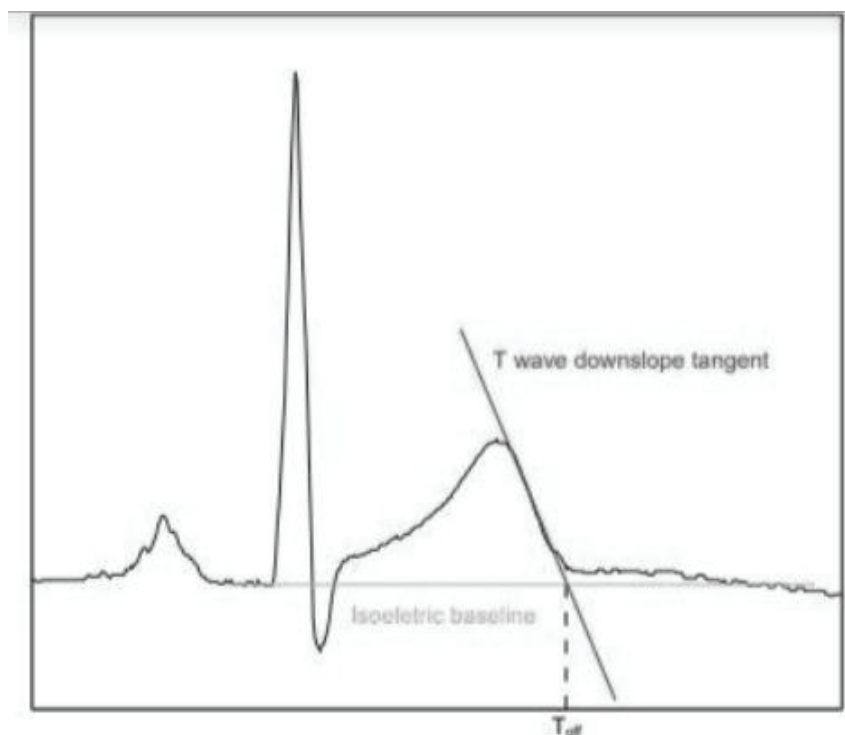
На фигура 3-А е приложен праг, чиято стойност се определя по отношението на максималната амплитуда на Т-вълната. McLaughlin и колектив (MCLAUGHLIN, CAMPBELL, MURRAY 1993) използват прагови нива от 0,1 до 0,05 от амплитудата на предишния пик на Т-вълната. Докато Meij и колектив (MEIJ, KLOOTWIJK, ARENDS, ROELANDT 1994) дефинират стойността на прага, приложен за откриване на Т-вълната, като 0,125 от прага, откриващ QRS комплекса.

Друго възможно приложение на праговия метод е изобразено на фигура 3-Б, където прагът е приложен със стойност нула, за да открие къде Т-вълната и целият ЕКГ сигнал се е върнал към константна стойност (MORAES, VIANA 1997). Този подход е мотивиран от основата на електрофизиологията поради това, че края на Т-вълната представлява края на електрическата активност във вентрикулите.

1.4.3. Тангенциален метод

На Фигура 4 е показано използването на тангенциалния метод (LEPESCHKIN, SURAWICZ 1952) за откриване на края на Т-вълната, като точка на пресичане между изоелектричната базова линия (Isoelectric baseline) и тангентата към падащия фронт на Т-вълната.

Основен недостатък на този метод е, че той зависи от амплитудата на Т-вълната. При големи амплитуди на Т-вълната се получава пречупване на допирателната и точката на пресичане с изоелектричната линия може да се случи преди истинския край на Т-вълната.



Фигура 4. Тангенциален метод

За да се предотврати тази грешка, Хуе и Reddy (XUE, REDDY 1998) прилагат „корекция с нелинеен коефициент“, съгласуван с амплитудата на Т-вълната. Тъй като допирателната се изчислява в точката на максимален абсолютен градиент на падащия фронт на Т-вълната, влиянието на шума в ЕКГ сигнала е голямо.

1.4.4. Метод на съвпадение с шаблони (Template matching)

Техниките за откриване на съвпадение с шаблона се използват за намиране на определени вълни от ЕКГ сигнала, като отделните елементи от ЕКГ сигнала се разделят на части. Възможно е този подход да се разшири, за да се осигури пълно сегментиране на ЕКГ вълновата форма чрез използване на динамично изкривяване на времето. Динамичното изкривяване на времето (Dynamic time warping – DTW) (SHORTEN, BURKE 2014; SINHA, DAS 2021; MAZANDARANI, MOHEBBI 2018; YOUSOFVAND, FATHI, ABDALI-MOHAMMADI 2019; MALGHAN, KUMAR HOTA 2021) е техника за динамично програмиране, която подравнява (или „изкривява“) две различни последователности по нелинеен начин. Това позволява двете последователности да бъдат подравнени, за да бъдат с различна дължина. Следователно DTW компресираща или разширява една последователност

(нелинейно във времето), докато не осигури „оптимално“ прилягане към другата последователност или шаблон. VULLINGS и колектив (VULLINGS, VERHAEGEN, VERBRUGGEN 1997) предлагат следното: първо се извлича ръчно един-единствен цикъл от началото на сигнала; след анализиране от експерт, се изработва шаблон за следващия етап от DTW. Приблизителното местоположение на всеки удар в ЕКГ сигнала, първо, се определя с помощта на стандартен алгоритъм за откриване на QRS. След това DTW се използва за деформиране на шаблона за пик към всеки пик в ЕКГ сигнала. Точките за начало и изместване на Р-вълната, QRS комплекса и Т-вълната могат да бъдат определени за всеки удар на сърцето чрез използване на матрицата за динамично програмиране, за да се изчисли как всяка от тези точки в шаблона е изкривена по време на процедурата DTW.

1.4.5. Multiresolution Teager energy operator (MTEO)

Teager energy operator (TEO) представлява времево-честотен анализ и се прилага при анализ на различни видове биометрични сигнали (CHOI, JUNG, KIM 2006; SEDGHAMIZ, SANTONOCITO 2015; DEB, DANDAPAT 2019). Основно той се дефинира по следния начин:

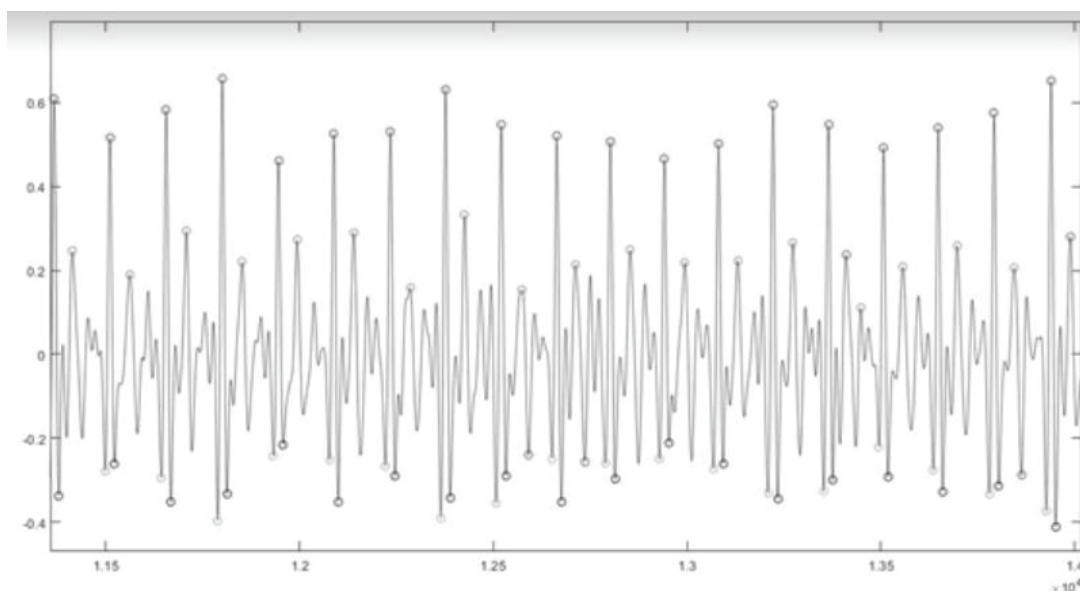
$$\varphi(x(nT)) = x^2(nT) - x(nT - T)x(nT + T) \quad (2)$$

МТЕО представлява разделяне на множества на Teager energy operator (TEO), където: $x(nT - T)x(nT + T)$ се замества с $x(nT - kT)x(nT + kT)$; k – произволно цяло число, наречено параметър на закъснение, а T – честотата на дискретизация. Следователно TEO може да бъде настроен, за да бъде чувствителен към конкретни честоти. К-ТЕО е атрактивен инструмент поради ниската си изчислителна мощност и ефективност, в сравнение с другите времево-честотни подходи. При $x(nT)$ филтрираният сигнал $n \in (1, N)$, където N е броят на семплите на сигнала. К-ТЕО се дефинира като:

$$Y_k(nT) = x^2(nT) - x(nT - kT)x(nT + kT) \quad (3),$$

където изборът на k се основава на периода на пика, който се търси. Увеличаването на k прави детектора по-малко чувствителен към по-високите честоти и по-чувствителен към по-ниските честоти.

Откриването на P-QRS-T комплекса преминава през следните етапи: изчисляване на MTEO; дефиниране на базовата линия; откриване на максимума на R-вълната; откриване на Q- и S-вълните, разположени съответно преди и след R пика; следва откриване на максимума на P-вълната и T-вълната. На Фигура 5 е изобразено откриването (ATANASOV, SIVKOV, VELIKOV 2020) и маркирането на максимумите и съответно минимумите на вълните от P-QRS-T комплекса на сигнал, който е част от CLAS базата данни (MARKOVA, GANCHEV, KALINKOV 2019).



Фигура 5. Извличане на P-QRS-T комплекса от MTEO алгоритъма

1.5. Съпоставка на двата метода

Електрокардиограмата (ЕКГ) е широко използван инструмент за диагностициране на сърдечни заболявания и наблюдение на сърдечната функция. P-QRS-T комплексът на ЕКГ сигнала предоставя важна информация за електрическата активност на сърцето и може да разкрие аномалии, като аритмии и исхемия. Анализът на P-QRS-T комплекса обикновено се извършва ръчно, от обучени професионалисти, но нарастващата наличност на инструменти за автоматизиран анализ довежда до повишен интерес към

използването на компютърни алгоритми за анализиране на ЕКГ сигнали. В този контекст е важно да се разберат предимствата и недостатъците на автоматизирания анализ, в сравнение с ръчния анализ, и да се определи най-подходящият подход въз основа на специфичния клиничен контекст и изискванията на анализа. Тази тема е от голям интерес за изследователи, клиницисти и професионалисти в индустрията, които работят за подобряване на точността и ефективността на ЕКГ анализа. В Таблица 3 са систематизирани предимствата и недостатъците измежду двата подхода за анализ.

Таблица 3. Сравнение на предимствата и недостатъците между двата подхода на анализ

Ръчно разчитане на ЕКГ	Автоматично разчитане на ЕКГ
Разчитането се извършва само от специалисти със специфични умения.	Съгласуваност: Автоматизираният анализ е по-последователен от ръчния, тъй като елиминира възможността за човешка грешка.
Необходимите компетенции на лицата са многообразни и се натрупват продължително.	Ефективност: Автоматизираният анализ е по-бърз от ръчния, което е особено полезно при анализиране на голям брой ЕКГ сигнали.
Времеемка процедура, изискваща концентрация за правилно откриване на всички елементи на P-QRS-T комплекса.	Точност: Автоматизираният анализ може да открие фини промени в P-QRS-T комплекса, които могат да бъдат пропуснати при ръчен анализ.
Съществува невъзможност, ако е необходимо голямо количество от данни, да се разчитат и да се въвеждат в бази данни.	Липса на клинична преценка: Автоматизираният анализ може да не е в състояние да вземе предвид клиничния контекст на ЕКГ, като медицинската история на пациента или лекарствата.
Не трябва да се отрича фактът, че единствено специалист би могъл да анализира данните за индивидуалното състояние на изследвания се с цел определяне на диагноза.	Необходимост от валидиране: Автоматизираният алгоритъм трябва да бъдат валидирани спрямо ръчен анализ, за да се гарантира тяхната точност и надеждност.

В заключение, автоматизацията на анализа на P-QRS-T комплекса от ЕКГ сигнали предлага няколко предимства пред ръчния анализ, включително повишена последователност, ефективност и точност. Има обаче и някои недостатъци на автоматизирания анализ, като липсата на клинична преценка, необходимостта от валидиране и потенциалната цена на специализиран софтуер и оборудване. Важно е да се вземат предвид специфичният контекст и изискванията на анализа, когато се избира между ръчни и автоматизирани методи, и да се гарантира, че избраният метод е валидиран и подходящ за поставената задача.

1.6. Методи за представяне на ЕКГ сигнала

Сигналите, развиващи се като функция от времето, носят определено количество информация, полезна за техния анализ, но често се среща необходимостта от добавяне на данни от спектралната област, а още по-важно е добиването на информация за честотно-времените характеристики. Съществуват няколко подхода за доставяне на такава информация. Несъмнено правото преобразуване на Фурие е неразделна част при обработката на сигналите.

1.6.1. Преобразуване на Фурие

При правото преобразуване на Фурие (STEIN 2000) се извежда честотният спектър на сигнала. По този начин анализът на Фурие, и по-специално преобразуването на Фурие, може да бъде разглеждано като техника за трансформиране на даден сигнал от първоначалното му представяне във временевата област към ново (и потенциално по-информативно) представяне на честотната област. Един недостатък на гореспоменатия подход е, че всяка информация за времето в сигнала се маскира от трансформацията в честотната област. Този недостатък довежда до развитие на кратковременната или прозоречна трансформация на Фурие, която осигурява съвместно време-честотно описание на сигнал. Следва последователно да се разгледат подходите за анализ. Започва се с преглед на трансформацията на Фурие и после се продължава с как може това да бъде разширено до анализа на нестационарни сигнали с кратковременната трансформация на Фурие.

Правото преобразуване на Фурие на функция $x(t)$ се дефинира по следния начин:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-i2\pi ft} dt \quad (4)$$

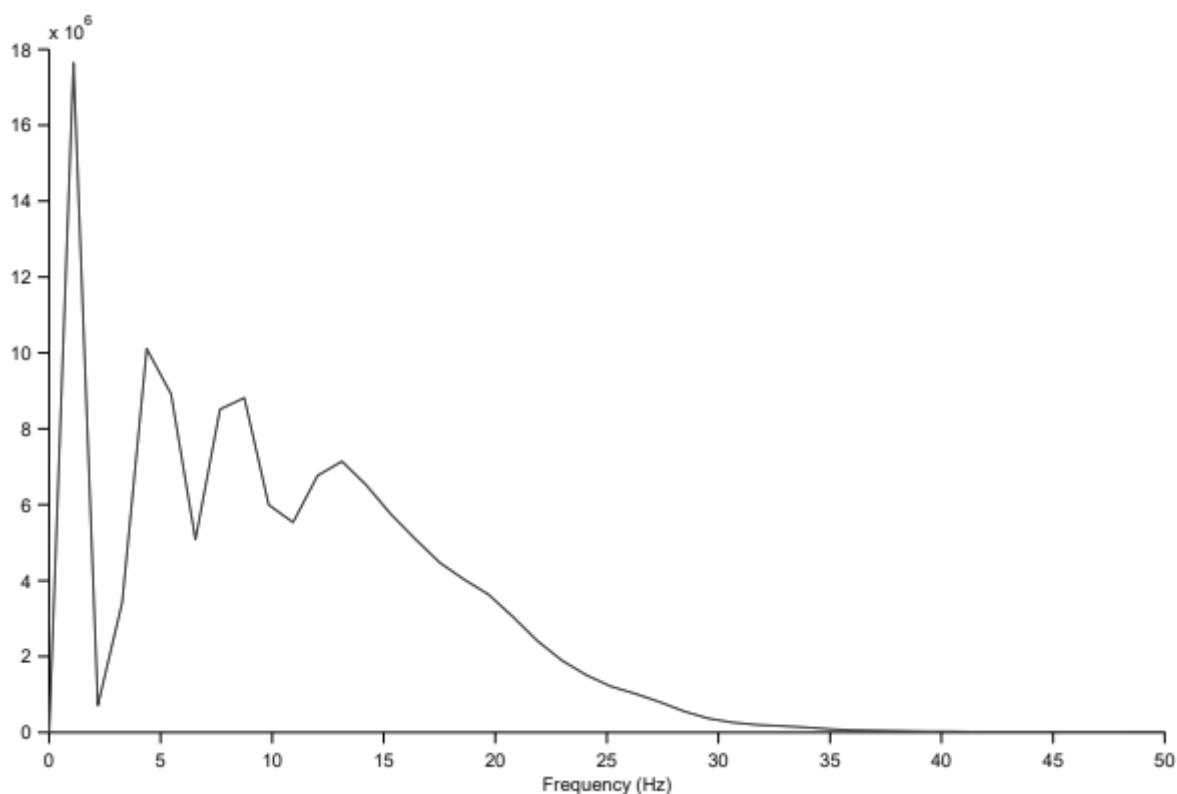
От уравнение (4) може да се види, че преобразуването на Фурие се изчислява като вътрешно произведение на функцията със сложни експоненциали с различни честоти. Така преобразуването на Фурие $X(f)$ ефективно измерва съществуването на всеки специфичен честотен компонент f (по отношение на величина и фаза) във функцията, която представлява интерес. За дискретен сигнал x_n с дължина N може да се дефинира дискретно преобразуване на Фурие със следния вид:

$$X_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_n e^{-i\frac{2\pi}{N}kn}, (k = 0, 1, 2, \dots, N-1) \quad (5)$$

Може да се покаже, че обратното дискретно преобразуване на Фурие има вида:

$$X_n = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X_k e^{i\frac{2\pi}{N}kn}, (k = 0, 1, 2, \dots, N-1) \quad (6)$$

От формулите (5) и (6) следва, че двете поредици X_n и X_k са периодични, с период N отчета. При това спектърът на X_k напълно се определя от един периодичен сигнал X_n .



Фигура 6. Спектърът на обикновен единичен ЕКГ удар

Фигура 6 изобразява спектъра на мощността за ЕКГ удар. Може да се види, че по-голямата част от енергията в сигнала се намира в честотния диапазон от 0 до 30 Hz. По-специално двата пика в спектъра между (приблизително) 8 и 15 Hz съответстват на доминиращите спектрални енергии в комплекса QRS, докато пикове с по-ниска честота (т.е. под 5 Hz) съответстват на доминиращите енергии в Т-вълната.

Както беше обсъдено по-рано, основното ограничение на трансформацията на Фурие като инструмент за анализ на сигнала е, че тя не предоставя съвместно време-честотно описание на интересуващия сигнал. По-конкретно, преобразуването на Фурие ни позволява да оценим спектралните характеристики на сигнала в честотната област, но не предоставя средства за свързване на тези характеристики с конкретни случаи във времевата област.

По същество тогава анализът на Фурие е най-подходящ за стационарни сигнали, чиито отличителни характеристики не се променят с времето. Въпреки това много от интересните сигнали, като ЕКГ, съдържат любопитни

характеристики, които съществуват само в определени области на сигнала (например QRS комплекс и Т-вълна). За да се анализират ефективно, такива нестационарни сигнали се нуждаят от трансформация, която може да предостави описание на сигнала, който е локализиран (до известна степен) както във времевия, така и в честотния домейн. Това е първоначалната мотивация за краткосрочната трансформация на Фурие.

1.6.2. Кратковременно преобразуване на Фурие

Кратковременното преобразуване на Фурие (Short-time Fourier transform STFT) (TSENG, CHUANG, CHUA, TSENG 2022; LI, BOULANGER 2022; HUANG, CHEN, YAO, HE 2019; FARAG 2022), или „прозоречно“ преобразуване, е въведено за първи път от Денис Габор през 1946 г. Идеята зад STFT е да се включи определена степен на локализация на времето в класическата трансформация на Фурие чрез „разделяне“ на сигнала към редица по-малки „подсигнали“, и след това – прилагане на преобразуване на Фурие към всеки „подсигнал“ поотделно. По този начин всеки подсигнал е свързан със собствен анализ на честотната област и взети заедно, те осигуряват съвместна времево-честотна характеристика на оригиналния сигнал.

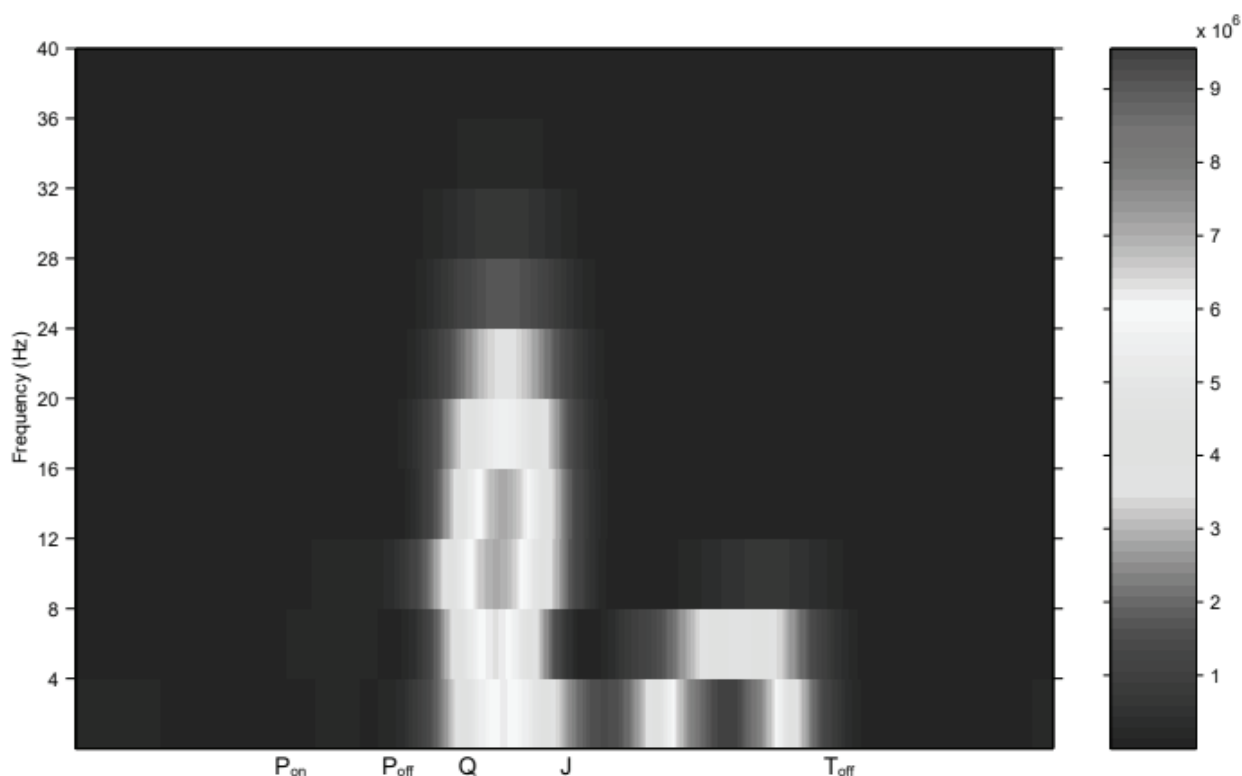
За да се „раздели“ първосигналът на няколко по-малки части, в различни точки на сигнала се прилага прозоречна функция. Най-често срещаният избор за тази функция е Гаусова. След това кратковременната трансформация на Фурие на функция $x(t)$ се дава от:

$$X(f, \tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)h(t - \tau)e^{-i2\pi ft} dt \quad (7),$$

където $h(t - \tau)$ е Гаусова прозоречна функция (с център във времето – точка τ):

$$h(t - \tau) = \frac{e^{\frac{-(t-\tau)^2}{2\sigma^2}}}{\sigma\sqrt{2\pi}} \quad (8)$$

и σ е стандартното отклонение на Гаус, което контролира ширината на прозоречната функция във времевата област.



Фигура 7. Спектрограмата на обикновен единичен ЕКГ удар (с размер на прозореца 125 семпла)

Фигура 7 показва спектрограмата за единична ЕКГ активност. Спектрограмата се изчислява с размер на прозореца от 125 семпла, което довежда до честотна разделителна способност 4 Hz. Можем да видим, че STFT е в състояние да се локализира до някаква степен по съвместните характеристики на честотните времена на формата на вълната на ЕКГ. По-специално, доминиращата спектрална енергия както в QRS комплекса, така и в Т-вълната, се вижда съответно в честотния диапазон от 4 до 16 Hz и 0 до 8 Hz.

1.6.3. Уейвлет преобуване

Същността на уейвлет анализа е да се измери степента на сходство между семейство мащабирани уейвлет форми и дадения сигнал. Тази мярка за сходство се определя количествено от редица уейвлет коефициенти, които се изчисляват чрез използване на уейвлет трансформация.

Уейвлет трансформацията преминава през следните етапи:

1. Уейвлет формата (вълната) се сравнява със секция от началото на сигнал.
2. Изчисляват се мярката за сходство между тази част на сигнала и вълната. В полученото е уейвлет коефициентът в тази позиция и мащаб.
3. Премества се вълната надясно.
4. Повтарят се стъпки 2 и 3, докато целият сигнал бъде обходен.
5. Променят се коефициентите, определящи вълната (амплитудно и времево).
6. Повтарят се стъпките от 1 до 5 за всички коефициенти.

Резултатът от уейвлет трансформацията тогава е редица от уейвлет коефициенти, които характеризират свойствата на времевата скала на даден сигнал. По-конкретно, всеки уейвлет коефициент измерва степента на сходство между уейвлет вълната в определен мащаб и времево изместване и съответната част от сигнал на интерес. Това сходство се изчислява като продукт между уейвлет вълната и сигнала.

Continuous wavelet transformation

Continuous wavelet transformation (CWT) (GAUTAM, KAUR 2012; MILON 2017; GOLGOWSKI, OSOWSKI 2020; OHMUTA, MITSUI, SHIBATA 2020) използва набора от непрекъснати скали и транслира на вълната ψ . По-конкретно, s , τ принадлежат към множеството на реалните числа. Функцията на CWT се дефинира със следната формула:

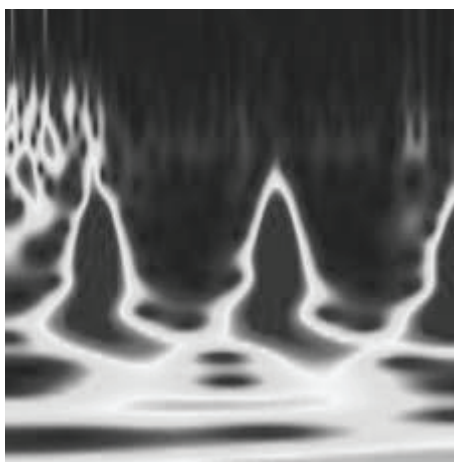
$$W_x(s, \tau) = \langle x, \psi_{s,\tau} \rangle = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) dt \quad s \in R, \tau \in R \quad (9)$$

Мащабирането и изместването на лувлет вълната ψ с фактори на s и τ ($s > 0$) съответно се генерират в семейство функции, наречени вълни, дадени от:

$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right) \quad (10)$$

Когато се изчислява CWT на практика със сигнали, дискретни в времето, се използва краен набор от стойности за транслационните и мащабните. Параметърът на транслация τ обхваща диапазон, определен от дължината на сигнала, а неговият размер на стъпката, ограничен от периода на дискретизация T . За да се изчисли обхватът на параметъра на скалата s , първо трябва да се свърже мащабът с честотата. Като цяло, няма априори „правилен“

метод за определяне на това съпоставяне, тъй като дадена вълна не е уникално свързана с една конкретна честота.



Фигура 8. Сколограма на ЕКГ сигнал с шум от активност на скелетните мускули

На Фигура 8 е изобразена част от ЕКГ сигнала с шум от активност на скелетните мускули. Ясно се очертават три от QRS комплекса, както и повисокочестотният шум от скелетните мускули.

Discrete wavelet transformation

Discrete wavelet transformation (DWT) (JAYACHANDRAN, PAUL JOSEPH, R. ACHARYA 2010; KHORRAMI, MOAVENIAN 2010; YU, CHEN 2007; LIU, ZHANG, ZHU, RISTANIEMI, PARVIAINEN, CONG 2020; SUNDARASEKAR, THANJAIVADIVEL, MANOGARAN, KUMAR, VARATHARAJAN, CHILAMKURTI, HSU 2018) избягва присъщата излишност на непрекъснатата уейвлет трансформация чрез разлагане на сигнала върху уейвлет атоми, които са взаимно ортогонални. Това се постига чрез използване само на диадични скали и отмествания във времето в уейвлет трансформацията (където терминът „диадичен“ се отнася до стойности, базирани на „степени на две“). По-конкретно, параметърът на скалата е ограничен до диапазона $s = 2^k$ (за $k \in \mathbb{Z}$), а за даден мащаб параметърът на изместване във времето е просто цяло число, кратно на скалата, т.е. $\tau = 2^k L$ (за $L \in \mathbb{Z}$). По този начин свързан уейвлет атом се дефинира от:

$$\psi_{k,L}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^k}} \psi\left(\frac{t-2^k L}{2^k}\right) \quad (11)$$

Като се има предвид това определение, семейството от диадични вълнови атоми образува ортонормирана основа на $L^2(\mathbb{R})$

$$\begin{aligned} \langle \psi_{k,L}, \psi_{k',L'} \rangle &= \int_{-\infty}^{+\infty} \psi_{k,L} \psi_{k',L'} dt \\ &= \delta(k - k') \delta(L - L') \end{aligned} \quad (k, L, k', L') \in \mathbb{Z}^4 \quad (12),$$

където δ представлява делта функцията на Дирак. Дискретната уейвлет трансформация на функция $f \in L^2(\mathbb{R})$ тогава се дава от:

$$W_x(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{2^k}} \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) \psi\left(\frac{t-2^k L}{2^k}\right) dt \quad (k, L) \in \mathbb{Z}^2 \quad (13),$$

където $W_x(s, \tau)$ са коефициентите на DWT в мащаб s и времево отместване τ .

Представянето, произведено от DWT, е значително по-ефективно от CWT, тъй като сигналът се проектира върху ортогонални базисни функции. По този начин DWT позволява да извлечем особено компактно представяне на сигнал, като същевременно поддържа способността да реконструираме сигнала от коефициентите на трансформация.

Алгоритъм с филтриращи свойства

За дискретни сигнали съществува много ефективен алгоритъм за изчисляване на дискретното уейвлет преобразуване (VIJENDRA, KULKARNI 2016; UMA, KALPANA 2021). Алгоритъмът се основава на определен клас филтри, известни като спрегнати огледални филтри. Тези филтри са специално проектирани двойки нискочестотни и високочестотни FIR филтри, които позволяват сигналът да бъде разложен на набор от представителни коефициенти и след това – идеално реконструиран от тези коефициенти. Тази процедура за „декомпозиция/реконструкция“ е еквивалентът на обработка на сигнала на „процедурата за анализ/синтез, разглеждана преди това в случай на функции с непрекъснато време.

Високочестотният филтър, който традиционно се обозначава с буквата g , отговаря на следните условия:

$$\sum_m g_m = 0 \quad (14)$$

$$\sum_m g_m^2 = 1 \quad (15)$$

$$\sum_m g_m - 2i g_m - 2j = \delta_{i-j} \quad (16),$$

където δ е делта-функцията на Кронекер, а сумите обхващат диапазона на филтърните коефициенти. Уравнения (14) и (15) уточняват, че импулсната характеристика на високочестотния филтър има съответно нулева средна и единична енергия. Уравнение (16) налага ограничението, че импулсната характеристика на филтъра е ортонормална спрямо равномерните му смени. По този начин, взети заедно, тези условия могат да се разглеждат като дискретния времеви еквивалент на условията, които важат за диадична вълнова основа (в непрекъснатата времева област).

Нискочестотният филтър, който традиционно се обозначава с буквата h , отговаря на подобен (но не идентичен) набор от условия:

$$\sum_m h_m = \sqrt{2} \quad (17)$$

$$\sum_m h_m^2 = 1 \quad (18)$$

$$\sum_m h_m - 2i h_m - 2j = \delta_{i-j} \quad (19)$$

Условията за нискочестотния филтър се различават от тези на високочестотния филтър само по изискването импулсната характеристика на нискочестотния филтър да има ненулева средна стойност. Ако означим дискретното преобразуване на Фурие (или трансферната функция) на h с H , тогава в честотната област уравнението (17) е еквивалентно на $H(0) = \sqrt{2}$. Това следователно определя условието, че h е нискочестотен филтър. По подобен начин, уравнение (14) е еквивалентно на $G(0) = 0$ в честотната област, което по този начин определя g като високочестотен филтър.

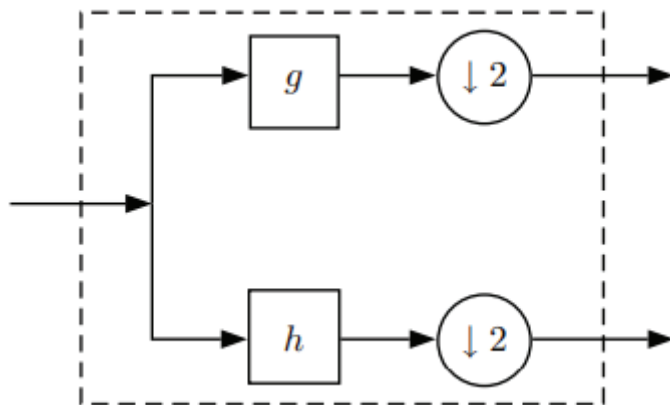
Последното условие, което свързва g и h като двойка спрегнати огледални филтри, е, че двата филтъра са взаимно ортогонални:

$$\sum_m h_m - 2i g_m - 2j = 0 \quad (20)$$

$$h_m = (-1)^{m+1} g_{M-1-m} \quad (21)$$

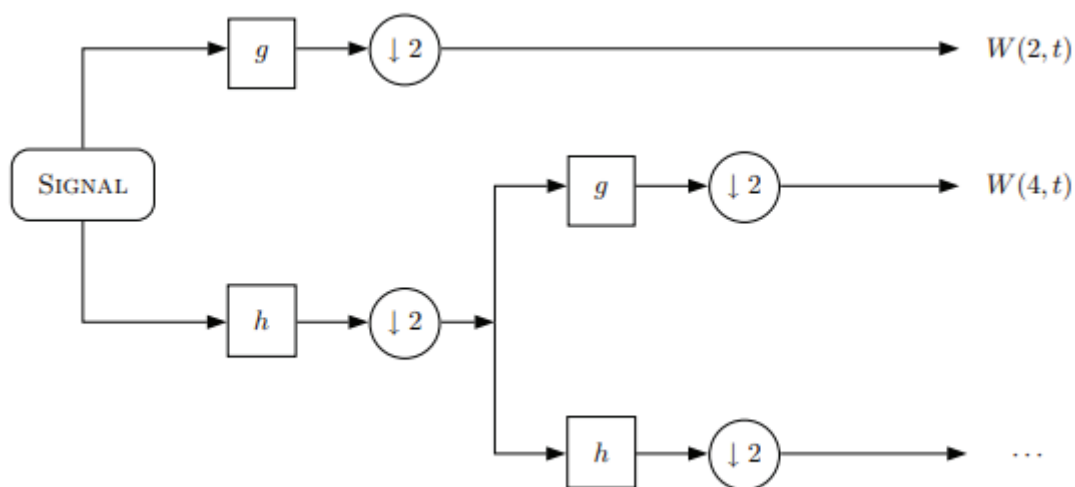
$$g_m = (-1)^m h_{M-1-m} \quad (22),$$

където M е дължината на всеки филтър.



Фигура 9. Основен градивен елемент на DWT

Като се има предвид чифт спрегнати огледални филтри h и g , DWT за дискретно време може да бъде изчислен, използвайки структура, известна като филтърна банка. Фигура 9 показва основния градивен елемент, от който е изградена DWT – многоскоростната филтърна банка. Състои се от два спрегнати огледални филтъра, заедно с два оператора за намаляване на дискретизацията. Свързвайки заедно тези градивни блокове по последователен начин, можем да изчислим DWT коефициентите за даден сигнал по особено ефективен начин.



Фигура 10. Многослойна филтърна банка при DWT

Фигура 10 показва структурата на многоскоростната филтърна банка за DWT. Работата на тази филтърна банка е, както следва. Първо, сигналът, който представлява интерес, се филтрира паралелно през всеки от нискочестотните и високочестотните филтри. След това получените филтрирани сигнали се намаляват с коефициент две (т.е. запазваме нечетните проби и премахваме четните проби, или обратното). След това пробите от високочестотния клон с понижена дискретизация формират DWT коефициентите в мащаб $s = 2$ (или ниво $k=1$). За следващи мащаби/нива процесът се повтаря, но със стойностите на сигнала от нискочестотния клон с понижена дискретизация, използвани като вход към двата филтъра h и g на следващия етап. Следователно тази рекурсивна процедура ни позволява да изчислим DWT коефициентите във всякакъв мащаб от каскадата от нискочестотни и високочестотни филтри с понижена дискретизация.

Структурата, показана на Фигура 9, се нарича многоскоростна филтърна банка, тъй като е съставена от „банка“ от нискочестотни и високочестотни филтри, а честотата на дискретизация или „скоростта“ на филтрираните сигнали се променя на всяко ниво поради последователните операции за намаляване на дискретизацията. В литературата за обработка на сигнали тази схема се нарича кодиране на подлента (VETTERLI, KOVAČEVIĆ 1995) и често се използва в приложения за компресиране на данни.

1.7. Изводи и цели

От така направения литературен обзор на съвременното състояние на основните причини за заболявания и смърт по корабите, високата информираност от електрокардиограмата при ССЗ, сравнителния анализ за методологията при ръчно и автоматично направен анализ на P-QRS-T комплекса на ЕКГ сигнала и методите за обработка и представяне на сигналите, могат да се очертаят следните изводи:

1. Морските лица попадат в рисковите групи при ССЗ и са налице притеснителен брой случаи на заболявания и смърт, според представителни статистически извадки.
2. Постоянният мониторинг и анализът на текущите параметри на човешкото тяло могат да доведат до превенция и предварително откриване на патологични състояния.
3. Електрокардиограмата представлява най-често срещаният метод за неинвазивно изследване при проверка на сърдечната дейност.
4. Направеният анализ на време-интервалите на P-QRS-T комплекса води до доказателство, че електрокардиограмата може да бъде индикатор за присъствие на определено кардиологично състояние.
5. От направения сравнителен анализ между ръчния и автоматичните методи за анализ на P-QRS-T комплекса, може да се изведе заключението за невъзможността за използване на ръчния способ при информационни системи за превенция на здравето и телемедицина.
6. Налице са множество от математически модели за автоматичен анализ и извличане на P-QRS-T комплекса от ЕКГ сигнала, като всеки от тях има своите ограничения, предимства и недостатъци.
7. Направен е обзор на методите за представяне и извличане на честотно-времевите характеристики на ЕКГ сигнала от теорията на сигналите, като те отговарят на изискванията и са приложими в обработката на сигнала.

Задачи:

1. Анализ на най-рисковите области по отношение на здравословното състояние на морския състав и разглеждане на съществуващите алгоритми за обработка на данните в тях.
2. Синтезиране на модел за събиране и обработка на медицински данни на морски лица в работна среда.

3. Изследване на създадения модел и оценка на неговите възможности.
4. Създаване на прототип на елемент от системата за събиране и обработка на медицински данни.
5. Верифициране на възможностите за събиране и анализ на данни от ЕКГ сигнал в условията на корабните платформи чрез експеримент в контролни условия.

Втора глава

МОДЕЛ НА АРХИТЕКТУРА И АЛГОРИТЪМ НА СИСТЕМА ЗА ДОБИВАНЕ, ПРЕДАВАНЕ, АНАЛИЗ И СЪХРАНЕНИЕ НА ДАННИТЕ ОТ БИОМЕДИЦИНСКИ И БИОМЕТРИЧНИ СЕНЗОРИ

Концепцията за IoMT (MANOGARAN, CHILAMKURTI, HSU 2018; XIN, KONG, LIU, WANG, ZHU, GAO, ZHAO, XU 2018) е добре известна. Тя се утвърждава поради факта, че електронните средства, които следят биомедицински или биометрични параметри на човек, се превръщат в множество на разновидности и многообразие; те се разглеждат като неща, както и останалите електронни средства от тази концепция, от гледна точка на информацията. Дисертационният труд ще предложи архитектурен модел (MAITI, SAHOO, TURUK, SATPATHY 2017; SIVKOV 2017; SIVKOV 2019), който да отговаря на специфичните изисквания за кораба или за плавателни платформи (POUGNET, LOU, LODDÉ, CANALS-POL, JEGADEN, LUKAS, DEWITTE 2013). Този модел се отнася към сървърно-центричния модел (PHAN, NGUYEN, NGUYEN, TRAN, PARK, CHOI, LEE, OH 2022; RASOOL, AHMAD, RAFIQUE, QAYYUM, QADIR 2022; THAMILARASU, ODESILE, HOANG 2020; DWIVEDI, MEHROTRA, CHANDRA 2022; RAZDAN, SHARMA 2021) за събиране и обработка на информация от множество от различни сензори, като се вземе предвид, че основният сървър ще се намира на борда на кораба и данни към сървъра на брега ще се изпращат ограничено, наложено от високата цена на сателитната комуникация в направление „кораб – бряг“. Надеждността на данните ще се гарантира с дублиране на информационните масиви, както и възможността за прехвърляне на сървър за съхранение на информация, когато корабът се намира в пристанище и комуникацията се извършва чрез различен комуникационен канал от сателитния. Предаването на информация за жизнените показатели на екипажа се гарантира по сателитни комуникации, при случай на така наречените ситуации за медицинска помощ.

2.1. Източници на информация

Изборът на източници на данни се основава на параметрите на средата, които биха влияли върху човешкия организъм, и тези за параметрите на човешкото тяло, които могат да се измерват чрез неинвазивни подходи. Параметрите, по които можем да съдим за правилното функциониране на системите на тялото, са: ЕКГ, сатурация, респираторна честота, кръвно налягане, температура на тялото, специфично съпротивление на кожата, сърдечна честота, движение на тялото. Данните се добиват от две различни устройства: стационарна станция и преносимо сензорно устройство (сензорна гривна). Източниците, които добиват информация за средата в корабните помещения, като: температура, влажност, ниво на шума, качество на въздуха, бордово клатене, позиция на кораба и скорост, играят и ролята на безжични гейтуеи за сензорната гривна. Данните, събрани от множество устройства, се използват за наблюдение на здравето на хората на борда на кораба и оценка на въздействието на околната среда на кораба върху тяхното благосъстояние.

Системата е проектирана да позволява ранно откриване на всякакви здравословни проблеми; да осигурява навременни интервенции и да предотвратява развитието на по-тежки здравословни състояния. Тя е особено полезна в среди, където фактори, като температура, влажност и нива на шум, могат да имат значително въздействие върху човешкото здраве и производителност, като например в среда на кораб. Комбинацията от стационарната станция и преносимото сензорно устройство дава възможност за цялостно наблюдение и проследяване на здравето на хората на борда, позволявайки бързи и ефективни реакции при всякакви здравословни проблеми, които могат да възникнат. Системата може също така да предостави ценни данни за изследователски цели, като допринесе за по-добро разбиране на това, как факторите на околната среда влияят върху човешкото здраве и благосъстояние.

2.1.1. Стационарна станция

Стационарната станция има за основна функция събирането на биомедицински данни от човешкото тяло. Тези данни включват: ЕКГ, сатурация, респираторна честота, кръвно налягане, температура на тялото и специфично съпротивление на кожата. Стационарната станция използва неинвазивни методи за измерване на тези параметри и събира данните през кабел, като те могат да бъдат обработени и записани за по-нататъшно

използване. Събраните данни се използват за мониторинг на здравето на хората на борда на кораба и за оценка на това, каква е околната среда върху тях.

- Преносимо сензорно устройство

Преносимо сензорно устройство, което занапред ще наричаме *сензорна гривна*, измерваща динамиката на движение (активност и почивка), сърдечен ритъм, температура. Целта на устройството е непрекъснато наблюдение на едни от най-важните параметри на човешкото тяло, както и отговаряне на изискванията за ергономичност. Поради факта на батерийно захранване е необходимо процесът по предаване на данните да се извършва на близки разстояния, по слабо консумиращ комуникационен канал, притежаващ възможност за handoff между различните безжични концентратори, наложено от металната конструкция на кораба, която действа като Фарадеев кафез.

Срещат се много варианти за реализация на подобни устройства, използващи мобилните телефони на носителя за предаване на данните към сървър за обработка. Поради специфичната конструкция на кораба и разликите в работната среда между тази на брега и на кораба, невъзможност за покритие на стандартите за мобилна комуникация, носенето на мобилни телефони от членовете на екипажа е ограничено; това и налага добитите данни от сензорната гривна да се предават към безжични концентратори, намиращи се в помещенията на пребиваване на екипажа.

Друго изискване към конструктивните възможности на сензорната гривна е наличието на ограничена буферна памет, която да осигурява запазването на данните при загуба на комуникацията между сензорната гривна и gateway.

Съставът на съобщенията, които използва сензорната гривна, е необходимо да отговаря на правилата за адресиране на устройството – адресиране на сензора, добил информацията; цялост на данните и времеви етикет. Информацията за местоположението на носителя се добавя от безжичния концентратор, с който сензорната гривна комуникира във всяко помещение.

- Устройство, оценяващо състоянието на средата

Устройство, оценяващо състоянието на работната среда в различните помещения (температура, влажност, ниво на шума, качество на въздуха, бордово клатене и вибрации). Същото да играе роля на безжичен концентратор за информацията, постъпваща от сензорните гривни.

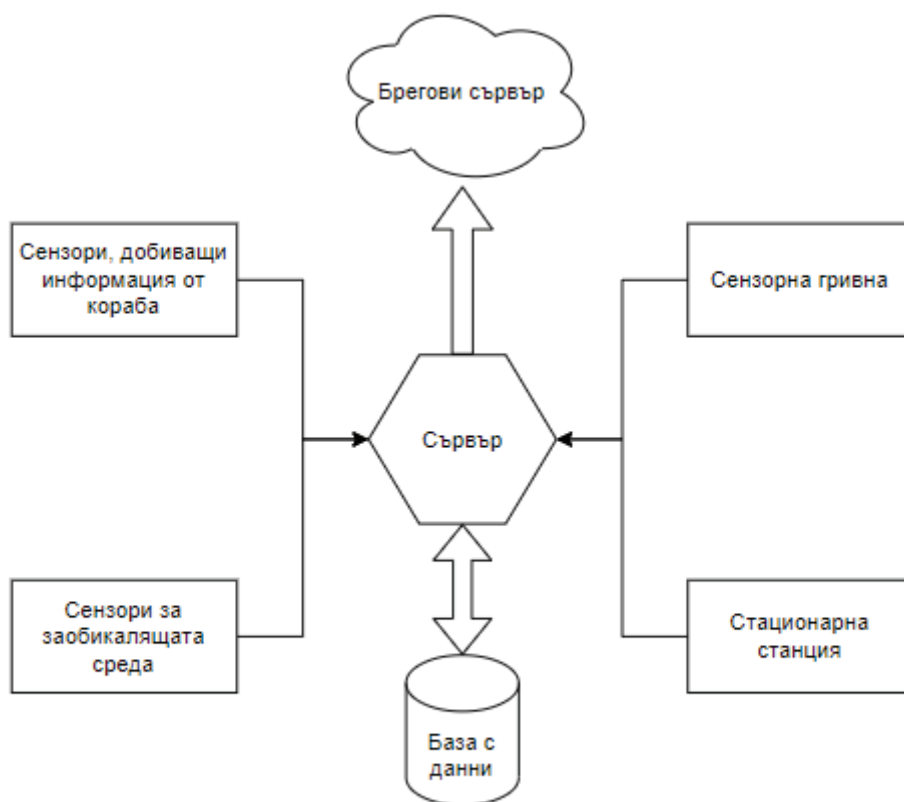
- Устройство, предоставящо геореферирана информация

Носи данни за географското местоположение и скоростта на движение на кораба. Също – за часовата зона и колко често се налага така наречената смяна на времето. За посещения на пристанища или други ситуации, в които се налага извънредното носене на вахта.

- Личен дневник

Това е единственият неавтоматичен източник на информация. Възможност е членовете на екипажа да попълват електронна анкета, с която се цели анализирането на текущото емоционално състояние, както и дневник на консумираните храна и течности.

2.2. Архитектурен модел



Фигура 11. Модел на архитектурата на системата

На фигура 11 – „Модел на архитектурата на системата“ (ATANASOV, SIVKOV 2020), е изобразена блокова схема на начините за събиране на данни от гореизброените източници. Добиването и предаването на данни за толкова различни процеси се изпълнява несъмнено асинхронно и независимо едно от друго (HAN, ZHANG, PIRBHULAL, WU, DE ALBUQUERQUE 2019). Поради естеството на добиваната информация от гледна точка на нейната динамичност, за различните процеси се измерват различни време-интервали, съобразени с условието да няма загуба на информация и да няма повтарящи се данни. Пример: динамичността на температурата в помещенията не е висока, което позволява по-редки измервания. Моделът на архитектурата може да се приложи при йерархичност на данните, като носителите на информация за човешките параметри са с по-висок приоритет от всички останали (DAUTOV, DISTEFANO, BUYYA, 2019). От гледна точка на информацията, тя ще преминава през няколко преобразувания, изминавайки пълния път от измерващия сензор до системата за анализ и добиване на информация от данните. От физическото ниво, с намиращи се всички интелигентни сензори, през комуникационното ниво, грижещо се за комуникационните потоци, предаването на данните през различни по вид и функционалност комуникационни протоколи (жични, безжични).

Архитектурата се отнася към сървърноцентричния модел за събиране и обработка на информация от множество различни сензори, като функционирането на системата се осигурява от сървър на борда. В случаите, при които има необходимост от медицинска помощ, потребната информация се изпраща по сателитен комуникационен канал към брегови сървър, но в нормална обстановка това се ограничава поради високата цена при сателитната информация. При посещението на кораба на пристанище, цялата информация, натрупана в базите данни, се прехвърля по допълнителен канал, който осигурява достатъчна скорост и ниска цена като WiFi.

Номер на съобщението	Адрес на устройството	Тип на сензора	Модел на сензора	Данни
----------------------	-----------------------	----------------	------------------	-------

Фигура 12. Състав на съобщението

2.2.1. Състав на съобщението

Такава система с голям брой източници на данни, различни видове устройства и сензори е необходим протокол при изпращаните съобщения,

което да отговаря на изискванията за интегрираност, скалируемост и адресируемост. На Фигура 12 – „Състав на съобщението“, е изобразен графически съставът на съобщението, съответно:

- Тип на съобщението – буквено-цифров код, определящ типа на предавана информация и големината на съобщението, както и помагач в процеса на обмен, съхранение на съобщението.
- Номер на съобщението – представлява двубайтов контейнер, съдържащ информация за последователността на предадените съобщения, като се генерира от брояч, работещ в алгоритъма на програмата.
- Адрес на устройството – представлява двубайтов контейнер, съдържащ информация за устройството.
- Тип на сензора – описва се типът на сензора, като например сензор за температура, налягане, влажност и др.
- Модел на сензора – описва се буквено-цифровият код на използвания сензор.
- Стойност – стойност, измерена от посочения преди това сензор.

2.3. Алгоритъм за работа

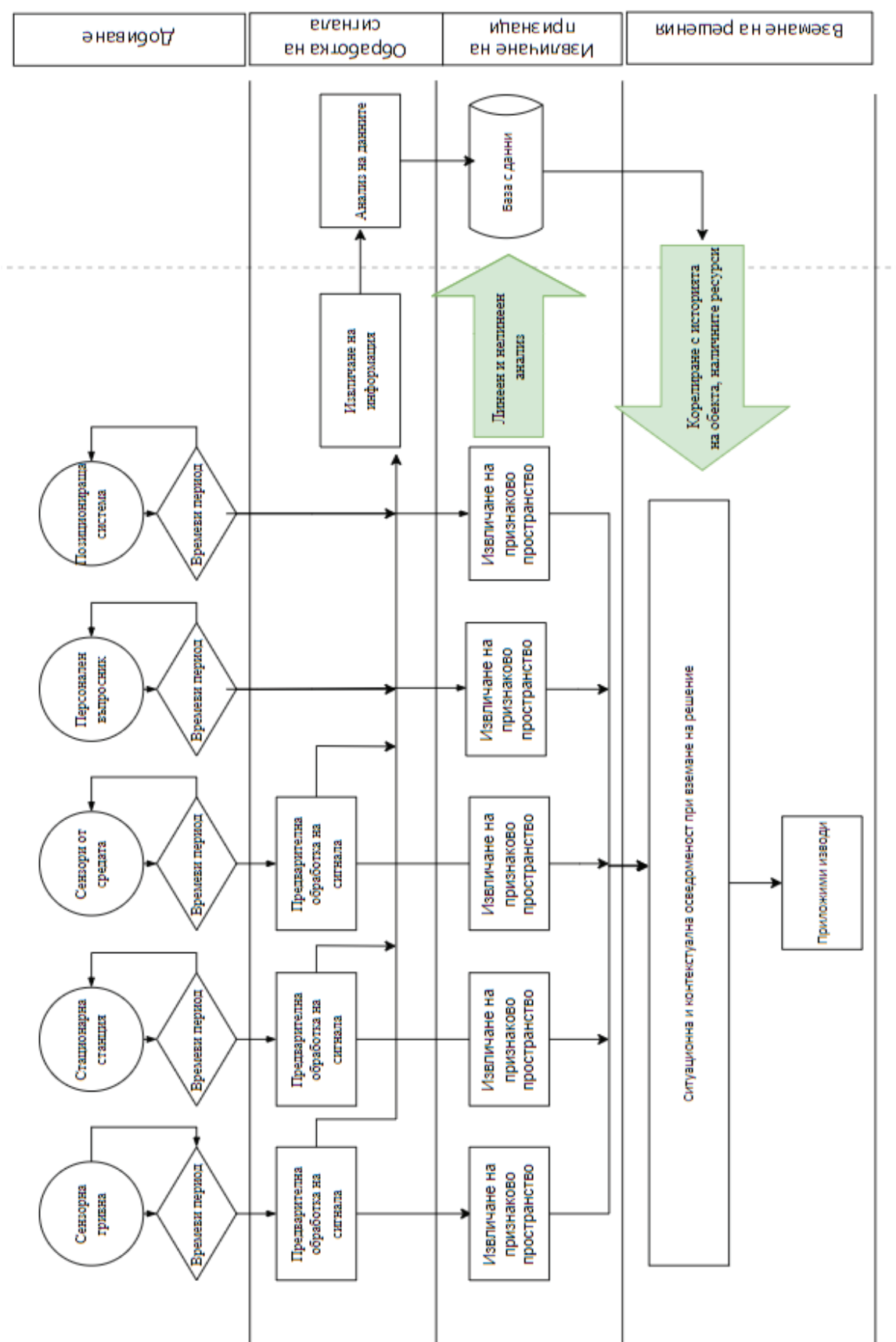
Предложеният алгоритъм има ограничението, че разглежда работата на системата само по отношение на информация, като различните етапи, през които преминава информацията, се извършват от различни устройства, времево независимо. На фигура 13 – „Модел на алгоритъма за работа на система“, са изобразени основните 4 етапа, през които данните преминават, както и допълнителни, които по същество извършват определена работа.

В процеса на добиване на информацията откриваме основните източници на данни. Без да се разглеждат отделните сензори, които работят, заложените времеви диапазони зависят от динамичността на измерваните процеси, необходимостта от непрекъснат мониторинг на някои от процесите, както и от времето на закъснение, породено от различни фактори.

В сигналната обработка се извършва отстраняване на смущенията, строго индивидуално заради различната природа на сигналите от различните източници, също и усилване. Обединяване на информацията от различните източници и предаването на данни към базата данни – във вид, подходящ за работа и анализ.

В процеса на добиване на признаково пространство отново е необходимо да се разграничат различните видове източници и техните данни. От функционално извличане на различни елементи като пример е подходящо да се даде ЕКГ сигнала, където откриването и измерването на продължителността на трите основни вълни: P, QRS и T, носят информация за отделните фази на възбуждане (деполяризация) на сърдечния мускул (миокард), който управлява помпената дейност на сърцето.

Във финалния процес се залагат възможностите за извеждане на заключения и решения посредством имплементиране на алгоритми за машинно обучение, статистическа обработка на информацията, изготвяне на корелационен анализ в търсене на зависимости на текущото състояние на обекта и средата, в която се намира. Целта е: определяне на нивото на стрес, определяне на умора чрез натрупване на данни за нормалното състояние на човешките параметри, специфичността при поведението на параметрите по отношение на строгата индивидуалност на различните организми. Класифициране на изменението от номиналните параметри, възможност и изкуствен интелект за оценка на състоянието и предложения за действия.



Фигура 13. Модел на алгоритъма за работа на система

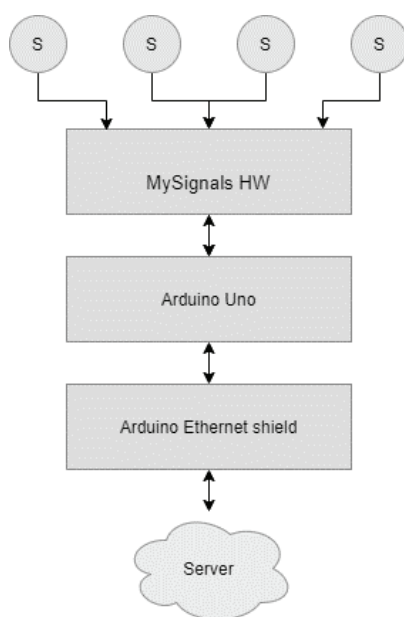
2.4. Прототип на стационарна станция за добиване и анализ на данни от биомедицински сензори

В дисертационния труд се предлага и конкретна частична практическа реализация само на един основен компонент от гореизложената система. Стационарната станция обаче има за цел измерването на повече и в по-пълнен обем параметри на човешкото тяло.

Съставът на системата се състои от различни развойни системи за измерване, обработка на биомедицински сигнали, предаването им към сървър, използвайки Ethernet протокола.

- MySignals HW – eHealth and Medical IoT Development Platform for Arduino;
- Arduino Uno;
- Arduino Ethernet shield 2.

2.4.1. Блокова схема



Фигура 14. Блокова схема на стационарната IoT станция

- Arduino Uno

Arduino Uno е микроконтролерна платка, базирана на ATmega328 8-битов процесор. Той има 14-цифрови входно/изходни пина (от които 6 могат да се

ползват за ШИМ (широкоимпулсна модулация)), 6 аналогови входа, 16 MHz керамичен резонатор, USB, вграден програматор.

- **Arduino Ethernet Shield**

Arduino Ethernet shield 2 позволява на Arduino Board да се свърже с интернет. В него е интегриран W5500 Ethernet chip процесор. W5500 осигурява IP комуникация и с двата комуникационни протокола: TCP или UDP. Поддържа 8 едновременно свързани потребителя. Ethernet library е вградена библиотека от функции, която може да се използва в работата с Ethernet shield.

- **MySignals HW**

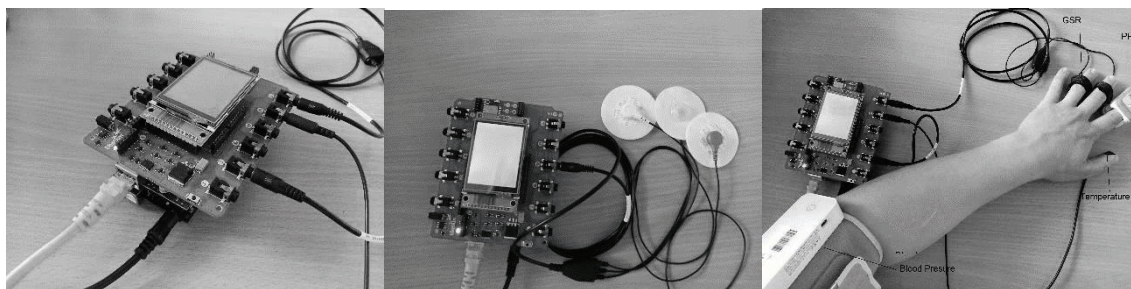
MySignals HW е платформа за разработка на медицински устройства. Платформата позволява да измервате 20 различни биометрични параметъра, като пулс, честота на дишане, кислород в кръвта, сигнали от електрокардиограма, кръвно налягане, мускулни електромиографски сигнали, нива на глюкоза, галванична реакция на кожата, капацитет на белите дробове, вълни на хъркане, позиция на пациента, въздушен поток.

- **Възможности на стационарната станция**

В Таблица 4 са изброени хардуерните възможности на станция за измерване на биомедицински сензори.

Таблица 4. Технически параметри на стационарната станция

	MySignals HW
Микропроцесор	Atmega 328
RAM памет	2K
Flash памет	32K
UART интерфейс	1 (multiplexed)
Жични сензори	11
Безжични сензори	16
Комуникация	IP TCP/UDP
АЦП	10 bits resolution
Безжични комуникационни протоколи	BLE, WiFi, BT, ZigBee, 4G / 3G / GPRS



Фигура 15. Изображения на стационарната станция

2.4.2. Алгоритъм на работа на стационарната станция

Алгоритъмът на работа на стационарната станция (KHOWAJA, KHUWAJA, DEV, D'ANIELLO 2021; SWAYAMSIDDHA, MOHANTY 2020) изцяло зависи от базовата структура на програмата във вградените системи, към които принадлежи и стационарната станция. Вградената система е компютърна система, която е интегрирана в по-голяма система, обикновено със специфични функции и изисквания. Срещат се два основни метода за изграждане на базовата структура: машина на състоянията (State machine) и система, работеща в реално време (real-time operating systems – RTOS).

2.4.2.1. Машина на състоянието

Машината на състоянието (BAGHERZADEH, JAHED, COMBEMALE, DINGEL, JUERGEN 2021; BAGHERZADEH, KAHANI, JAHED, DINGEL 2022; MEJIA, RAWAL, RAWAT 2022; LIAO, ADEGBIJA, LYSECKY 2022; COCAN, PALADE, NICOLAESCU, VOLOVICI 2016; TÔN, LÊ, NGUYEN 2021; MAGSI, SODHRO, AL-RAKHAMI, ZAHID, PIRBHULAL, WANG 2021; GHUBAISH, SALMAN, ZOLANVARI, UNAL, AL-ALI, JAIN 2021) е математически модел, който описва поведението на системата в отговор на външни и вътрешни събития.

Комбинирайки двете, вградената система може да бъде проектирана като машина на състоянията за ефикасно и ефективно управление на нейното поведение. При този подход поведението на системата се моделира като набор от състояния и преходи между тях, като всяко състояние представлява специфично състояние или режим на работа.

За да се проектира вградена система като машина на състоянията, може да се върви по следните стъпки:

- Идентифициране на състоянията на системата. Идентифицират се различните състояния, в които системата може да бъде. Това може да включва режими на работа, състояния на входно/изходни устройства и всякакви други подходящи условия.
- Дефиниране на входовете и изходите на системата. Дефиниране на входовете и изходите на системата. Това може да включва физически сензори и изпълнителни механизми, както и всякакви други сигнали, на които системата трябва да реагира или генерира.
- Дефиниране на преходите между състоянията. Дефиниране на условията, при които системата преминава от едно състояние в друго. Това може да включва стойностите на входовете, изминалото време или всякакви други подходящи условия.
- Внедряване на крайната машина. Внедряване на крайната машина с помощта на език за програмиране или друг инструмент за разработка. Това може да включва създаване на код за обработка на различните състояния и преходи, както и всяка друга необходима функционалност.
- Тестване и подобряване на работата на системата. Тестване на системата и усъвършенстването ѝ, ако е необходимо, за осигуряване на правилно функциониране и ефективност.

Чрез проектирането на вградена система като машина на състоянията може да се създаде система, която е по-надеждна, ефективна и по-лесна за поддръжка. Машини на състоянията са много подходящи за вградени системи, защото позволяват ефективно боравене със сложни поредици от събития, както и способността да се управляват множество задачи едновременно.

2.4.2.2. Операционната система в реално време (RTOS)

Операционната система в реално време (RTOS) (RAMADHAN, SYAUQY, PRASETIO 2017; CANBAZ, ERDEMIR 2022; MERA, CHEN, SUN, KIRDA, LU 2022; YUAN, CHEN, CAO 2022; LUNA, ISLAM 2021; HEE, ISHAK, ASAARI, SEMAN 2021) е операционна система, предназначена за използване във вградени системи и други приложения, където времето е критично. RTOS предоставя набор от функции и услуги, които позволяват планиране на задачи

в реално време, комуникация между задачите и синхронизация, като всички са важни за осигуряване на навременното и предвидимо изпълнение на задачите.

За да се изгради алгоритъм за вградена система, използваща RTOS, обикновено се съблюдават следните стъпки:

- Идентифицират се задачите, които трябва да бъдат изпълнени, и изискванията за времето за всяка задача.
- Създава се задача за всяка от идентифицираните задачи, като се използва API на RTOS, за да се посочат приоритетът на задачата, времето и други параметри.
- Дефинират се комуникацията между задачите и механизмите за синхронизация, като опашки от съобщения, семафори и мутекси.
- Вгражда се логиката на приложението във всяка задача, като се използва API на RTOS за достъп до системните ресурси и услуги.


```
START

Initialize RTOS

Create Task 1
    Set task priority
    Set task timing
    Define task function

Create Task 2
    Set task priority
    Set task timing
    Define task function

Create Task 3
    Set task priority
    Set task timing
    Define task function

Create communication mechanisms
    Define message queue
    Define semaphore

Start RTOS scheduler

END
```

Фигура 16. Изображение на примерен блок от код за RTOS

На Фигура 16 е изобразен пример на RTOS блок от код за вградена система. В този пример алгоритъмът инициализира RTOS, създава три задачи и задава техните приоритети и изисквания за време. Така също се дефинира логиката на приложението за всяка задача и се създават необходимите комуникационни механизми. Накрая стартира RTOS планировчикът, който управлява изпълнението на задачите според техните приоритети и изисквания за време.

Има се предвид, че точното изпълнение на алгоритъм, използващ RTOS, зависи от специфичните изисквания на приложението и може да изисква допълнителни функции и механизми, като прекъсвания, таймери и управление на паметта. API на RTOS предоставя необходимите инструменти за прилагане на тези функции и гарантира, че системата работи ефективно и предвидимо.

Като цяло използването на RTOS може да предложи много предимства за вградените системи, включително подобрена надеждност, мащабируемост и гъвкавост. Това обаче изисква внимателно проектиране и внедряване, за да се гарантира, че изискванията за времето на системата са изпълнени и че логиката на приложението е правилно разделена на задачи и комуникационни механизми.

2.4.2.3. Предимства и недостатъци при машина на състоянията и RTOS

Машини на състоянията и операционните системи в реално време (RTOS) се използват често във вградените системи, но служат за различни цели и имат своите предимства и недостатъци.

Машините на състоянията са специфичен математически модел, който описва поведението на системата в отговор на външни и вътрешни събития. Вградена система, проектирана като машина на състоянията, може ефективно да управлява поведението ѝ, като я моделира като набор от състояния и преходи между тях. Машините на състоянията са добри за управлението на сложни поредици от събития и могат да се използват в системи, които не налагат строги изисквания за време.

От друга страна, операционната система в реално време е операционна система, предназначена да управлява и контролира времето и последователността на операциите в системата. RTOS осигурява детерминистично поведение, което означава, че гарантира, че определени операции се извършват в рамките на зададен период от време. RTOS са добри за системи, които изискват стриктни условия за време и последователност, като например в системи за управление, комуникационни системи или индустриална автоматизация.

Таблица 5. Предимства и недостатъци при реализация чрез State machine или RTOS

	State machine	RTOS
Предимства	Ефективно управление на сложни поредици от събития	Детерминистично поведение
	Лесни за проектиране и разбиране	Гарантирано време и последователност на операциите
	Ниски изисквания за памет и обработка	Подходящи за системи със строги изисквания за синхронизация
Недостатъци	Не са подходящи за системи със строги изисквания за синхронизация	По-високи изисквания за памет и обработка
	Трудно се прилагат в системи с много взаимозависими състояния	По-сложни за проектиране и изпълнение
		По-трудно е отстраняването на грешки и поддръжка

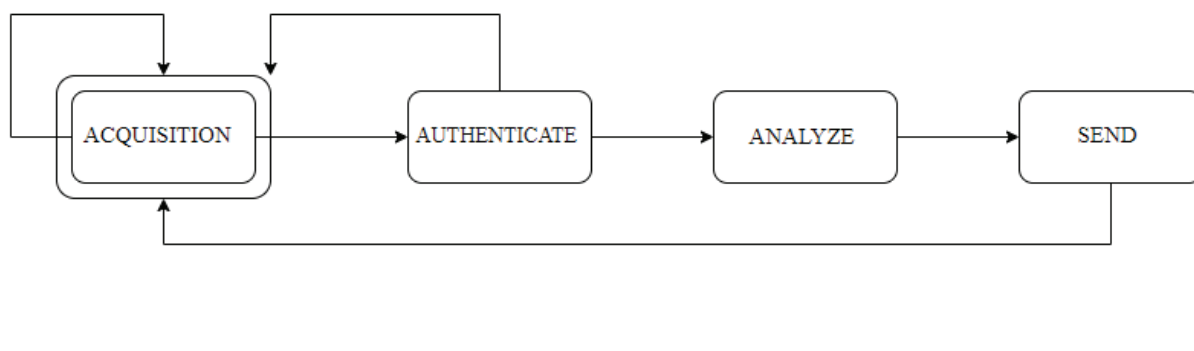
В обобщение, машините на състоянията и операционните системи в реално време имат своите предимства и недостатъци и изборът между тях зависи от специфичните изисквания на вградената система. Ако системата налага детерминистично поведение и строги изисквания за времето, RTOS може да бъде по-добър избор. Въпреки това, ако системата трябва да управлява ефективно сложни поредици от събития, машината на състоянието може да бъде по-добър избор.

Работата на стационарната станция не зависи времево от цялостната система и не е свързана с взаимни процеси, развиващи се във времето, докато се състои от управлението на различни процеси, като добиване, верифициране, обработка, анализиране и изпращане на информация от биомедицински

сензори. Затова по-подходящият начин за изграждане на базовата структура е машината на състоянията.

2.4.2.4. Базова структура на стационарната станция

На Фигура 17 е изобразен алгоритъмът, чрез който е реализирана работата на стационарната станция и който започва с инициализиране на променливите, използвани в машината на състоянията. След това машината на състоянията влиза в състояние ACQUISITION и чака данните от сензора да бъдат прочетени. След като данните от сензора бъдат прочетени, крайната машина влиза в състояние AUTHENTICATE и удостоверява данните. Ако данните са удостоверени, крайната машина влиза в състояние ANALYZE и анализира данните. Ако анализът на данните е успешен, крайната машина влиза в състояние SEND и изпраща данните към шлюза. След изпращане на данните, машината на състоянието се връща в състояние ACQUISITION и чака повече данни от сензора. Ако данните не са удостоверени, крайната машина се връща в състояние ACQUISITION и чака повече данни от сензора.



Фигура 17. Алгоритъм на работа на стационарната станция, реализирана като машина на състоянията

2.5. Сравнителен анализ, базиран на методика за оценка на информационна система за добиване, обработка, предаване и изобразяване

Необходимостта да се оцени адекватността на предложения модел на система и в частност – практически реализираната стационарна станция за

добиване на биомедицински данни, налага изготвянето на сравнителен анализ на вече съществуваща такава система. В Центъра за компетентност „Квантова комуникация, интелигентни системи за сигурност и управление на риска“ (КВАЗАР) на ВВМУ „Н. Й. Вапцаров“ е предоставен сензорен мобилен комплект, подходящ за изготвяне на сравнителен анализ.

2.5.1. Сензорен мобилен комплект

Сензорният мобилен комплект от лаборатория в Центъра за компетентност „Квантова комуникация, интелигентни системи за сигурност и управление на риска“ (КВАЗАР) (ДИМИТРОВ 2022) се състои от различни по предназначение развойни системи, даващи възможност на комплексната система да заеме сензорното и транспортно ниво в добре познатата архитектура на Интернет, напълно отговаряща на изискванията от концепцията за добиване, обработка, транспортиране на информацията.



Фигура 18. Изображение на мобилния сензорен комплект

- HealtyPi v3 – има възможност за измерване на ЕКГ, като разделителната способност е 24 бит, сатурация с разделителна способност 22 бита и външна температура на човешкото тяло. Измерването на тези параметри може да предложи нелоша картина на човешкото състояние, като се взема предвид, че всички те са неинвазивни.
- Сензор за горими газове. Сензорът предлага възможност за засичане на газове, като пропан-бутан, метан, въглерод, водород и дим. Несъмнено опасни газове при възникването на критична ситуация за носителя на устройството.
- Raspberry Pi Cellular IoT HAT – LTE-M & NB-IoT & eGPR. Комбинира две приложения. Позициониране и предаване на данни чрез мобилни комуникации в LTE- 3G/4G стандарти.
- Сателитна комуникация чрез Iridium – RockBLOCK 9603 modem предлага възможност за предаване и приемане на кратки съобщения чрез сателитната система на Iridium.
- Raspberry PI 4 микрокомпютър. Предлага достатъчна изчислителна мощност и възможност за хардуерен контрол на развойните платки. Добиване на данните, предварителна обработка, съставяне на съобщение, притежаващо данни от всички сензори (ЕКГ, сатурация, периферна температура, наличие на горими газове, позиция), с възможност за предаване по 4 основни комуникационни стандарта (WIFI, Bluetooth, мобилни и сателитни комуникации) към облачно базирано приложение.

2.6. Методика за оценка на информационна система за добиване, обработка, предаване и изобразяване

Условията към такава система е необходимо да бъдат съобразени както с широко познатите изисквания към информационни системи за добиване, предаване, съхраняване, анализ и предоставянето на информация, така и към специфичните условия на корабите и плаващите платформи. Те се заключават в следното:

- Ергономичност (малки физически размери).

Отнася се за носимите устройства и/или за устройствата с пряко взаимодействие с човека. Необходимо е системата по никакъв начин да не ограничава или да води до неудобство за човека, който я носи.

- Ниска консумация на енергия.

Ниската консумация на системата ще доведе до по-малки захранващи източници, което косвено също се отнася към предходното изискване.

- Интегрираност.

Изборът на комуникационен протокол трябва да бъде съобразен с вече съществуващата инфраструктура на кораба или плавателната платформа.

- Възможност за развитие и добавяне на функционалности (scalability).

Възможността за развитие и добавяне на функционалности се отнася към бъдещото развитие и разширяване на системата.

- Handoff (възможност за автоматично свързване към различни гейтуей).

Поради спецификата на кораба, или по-точно – металните прегради, които несъмнено действат като фарадеева решетка, трябва да се добави функционалното прехвърляне на движещата се система между безжичните гейтуей в различните отсеци и помещения.

Методиката за оценка се базира върху два основни елемента:

- Всеки признак от по-рано изброените се оценява със скала от нула до сто.
- Всеки признак има своя тегловен коефициент, съобразен с неговата специфика, който заема стойност от нула до единица.

Общата оценка се дефинира чрез математическа формула (23), която представлява дизюнкция от конюнкции на тегловния коефициент и оценката на всеки признак.

$$OO_{param} = O_{p1}W_{p1} + O_{p2}W_{p2} + \dots + O_{pn}W_{pn} \quad (23)$$

Таблица 6. Специфични тегловни коефициенти, отнесени към признака от методиката

Признак	Тегловен коефициент
Ергономичност	0,8
Консумация на енергия	0,1
Интегрируемост	0,5
Мащабируемост	0,6
Handoff	0,4
Защита	0,5
Представяне на данните	0,7

Таблица 6 показва предложените тегловни коефициенти към всеки признак на системата. Техните стойности се базират на анализ на подобни системи и опитността на авторите.

- Ергономичност – получава най-високия тегловен коефициент заради факта, че по никакъв начин не трябва да се причини ограничаване на движението или дискомфорт на вахтения персонал.
- Консумация на енергия – коефициентът притежава такава стойност поради факта, че продължителността на вахтата е с времетраене от 4 часа и отстояние между вахтите от 8 часа, което позволява презареждане на батериите.
- Мащабируемост – големината на коефициентите е въз основа на възможността системата да се прилага в широк диапазон от кораби и техните екипажи от merchant ship to military or passenger ship, техните индивидуални изисквания.
- Интегрируемост – системата трябва да може да се интегрира във вече съществуващата информационна система на кораба, където вариациите са много.
- Handoff – възможността за свободно движение на човека, без промяна на функционалността на системата между различните отсеци и палуби, е задължителна способност.

- Защита – всяка информационна система е обект на интереси от трета страна, която има за цел придобиването на контрола върху нея, придобиване на данните, тяхното компрометиране или ограничаване и спиране на работоспособността на системата.
- Представяне на данните – представянето на данни трябва да бъде съобразено с факта, че хората, които разчитат данни примерно за ЕКГ, няма да бъдат с медицинско образование и информацията трябва да бъде представена така, че лесно да се оценява промяна от нормалното състояние на човешкото тяло.

2.6.1. Оценка на методиката

Методиката за оценка на изискванията към система за кораби и плаващи платформи има няколко предимства, но също и някои ограничения.

Предимства:

- Систематичен и обективен подход за оценка на изискванията към системата, като се вземат предвид специфичните условия на корабите и плаващите платформи.
- Позволява на разработчиците да фокусират усилията си върху изискванията с по-висок приоритет и тегловен коефициент, което може да подобри качеството на крайния продукт.
- Позволява на потребителите да определят ясни изисквания за системата и да получат ясна оценка на тяхната реализация.
- Скалата от нула до сто позволява на разработчиците да измерят количествено степента, до която изискванията са изпълнени, което може да помогне за по-добро управление на проекта.

Ограничения:

- Не всички признаци могат да бъдат измерени качествено или количествено, което може да доведе до неточности при оценката на системата.
- Методиката не взема под внимание взаимодействието на различните признаци и техните взаимни влияния върху системата.
- Методиката не предоставя конкретни решения за реализация на системата и не описва технологиите и архитектурите, които трябва да бъдат използвани.

В заключение, методиката за оценка на изискванията към система за кораби и плаващи платформи има предимства и ограничения. Тя може да бъде полезна при определянето на изискванията за системата, но не е достатъчна за изграждане на системата сама по себе си. Тя трябва да бъде използвана като инструмент за подпомагане на разработването и управлението на проекта. Методиката позволява извършването на сравнителен анализ на различни реализации, като се използва единна координатна система.

2.6.2. Сравнение между стационарната станция от предложения модел и мобилния сензорен комплект

Сравнителният анализ се извършва посредством по-рано разгледаната методика за оценка (ATANASOV, SIVKOV 2019). Претегляне на експертната оценка на признаците според създадените коефициенти се извършва чрез формулата (23). Експертната оценка е направена от автора. В Таблица 7 са поместени оценките по съответстващите признаци, тегловните коефициенти и крайният резултат, изчислен посредством формула (23).

Таблица 7. Резултати от приложената методика

Признак	Тегловен коефициент	Мобилен сензорен комплект		Стационарна станция	
		Оценка	Общо	Оценка	Общо
Ергономичност	0,80	20	16	30	24
Консумация на енергия	0,10	10	1	20	2
Интегрируемост	0,50	30	15	50	25
Мащабируемост	0,60	50	30	60	36
Handoff	0,40	50	20	0	0
Защита	0,50	30	15	20	10
Представяне на данните	0,70	20	14	20	14
Краен резултат			111		111

Крайният резултат показва, че никоя от системите не надделява над другата. Изводите, които могат да се направят при внимателно вглеждане в отделните елементи на формулата, са, че едната система води в пет от осемте показателя, но губи в елементите, свързани с преносимост, защита и представяне на данни. Това е така, защото „стационарната станция“ е само прототип на един елемент от цялата система за добиване, съхраняване, анализ на данни от биомедицински сензори. Показателите се компенсират от други елементи от тази система. Доразвиването на останалите елементи ще позволи по-адекватно представяне и може би доминиране в оценката.

2.7. Изводи от втора глава

Във втора глава от дисертацията са представени модел на архитектурата и алгоритъм за работа на система, която се използва за добиване, обработка и съхранение на информация от биомедицински, биометрични данни и сензори за средата. Тази система е целенасочено проектирана, за да отговори на специфичните изисквания на корабните платформи.

Разработен е прототип на основен елемент от система – стационарна станция. Предложен е подходящ алгоритъм на работа на прототипа и е направен избор на хардуерна платформа за реализация.

Предложена е методика за оценка на системи, притежаващи подобна функционалност. Тази методика позволява систематичен и обективен подход за оценка на изискванията към системата, като се вземат предвид специфичните условия на корабите и плаващите платформи.

Предложената методика е използвана за оценка на параметрите на прототипа на стационарна станция и сензорен мобилен комплект от лаборатория в Центъра за компетентност „Квантова комуникация, интелигентни системи за сигурност и управление на риска“. След направения анализ, стационарната станция не отстъпва на мобилния сензорен компонент и дори доминира в някои от критериите.

Трета глава

ОБРАБОТКА И АВТОМАТИЧЕН АНАЛИЗ НА ПАРАМЕТРИТЕ НА ТЯЛОТО

Извънболничното снемане на определени параметри на човешкото тяло, като правенето на електрокардиограма, внася известни проблеми по отношение на коректното извършване на необходимите дейности. Например пациентът да е в легнало положение, да не се движи, да диша по-леко (плитко). Всички тези действия могат да влошат разчитането на кардиограмата както от специалист, така и от система за автоматична обработка. При неспазване на регламентираната процедура, се внасят шумове от различни морфологии. Извършването на експеримента, както и онагледяването на резултатите, се изработва в Matlab и множество от неговите приложения и отделни продукти.

Настоящата работа е опит да се даде отговор на противопоставянето на два подхода при обработката на данни в конкретния случай, като се поставят ограничения за неизчерпателност. Търси се селектирането на оптимален начин за обработка или обединяването на информация от различни източници.

Сравнението в работоспособността чрез емпирични резултати и на двата подхода за обработка откроява по-подходящия. Използват се абсолютно еднакви входни тестови данни, инструменти за филтрация и алгоритъм за откриване на основните вълни в ЕКГ сигнала.

Селектирането на оптимален път представлява алгоритъм, базиран на конволюционна невронна мрежа (КНМ) и разпознаващ наличие на някои от основните видове шум, внесени в ЕКГ сигнал: движение на базовата линия, породено от респираторната дейност; влошен контакт на електрода, породен от промяна на импеданса на кожата от изпотяване или разместване; шум от работата на скелетните мускули на тялото.

При обединяването на информация от няколко източника, в класическото използване се търси допълване и подобряване на даден вид информираност, като се добавят още видове източници. В случая, като обединяване на информацията за различните вълни в ЕКГ сигнал, се прилага един и същ ЕКГ сигнал, но преминал през различна филтрираща обработка.

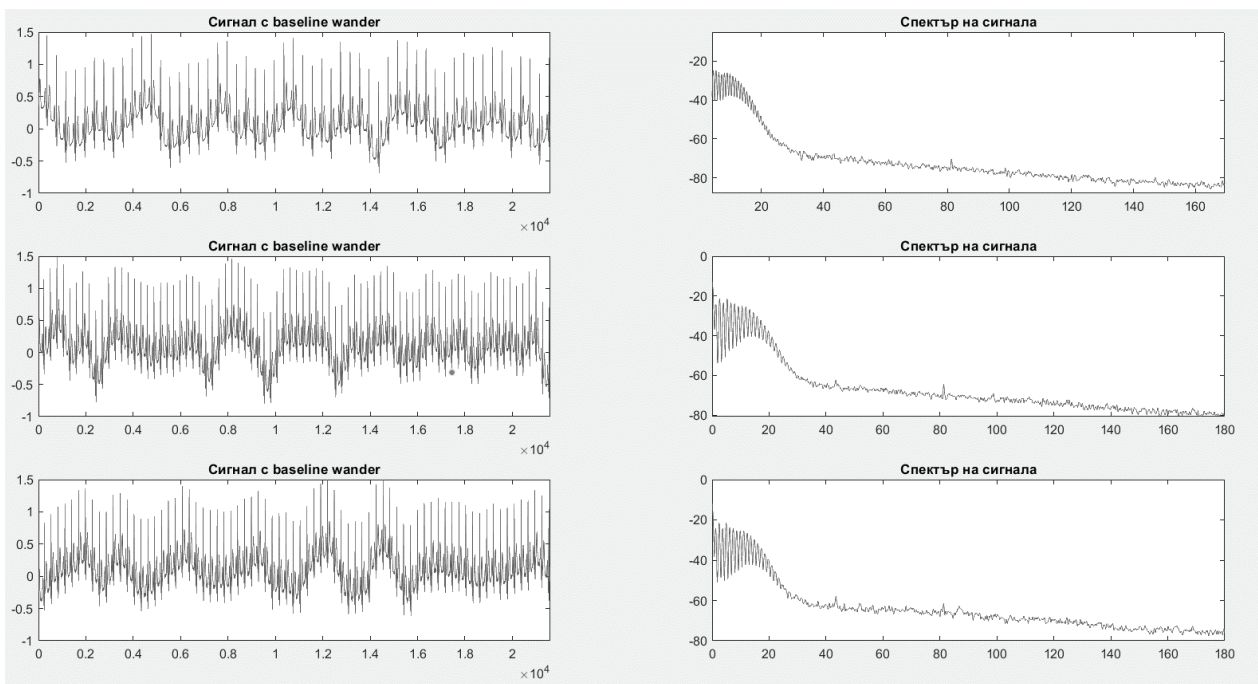
3.1. Инструменти, използвани в анализа

3.1.1. База данни

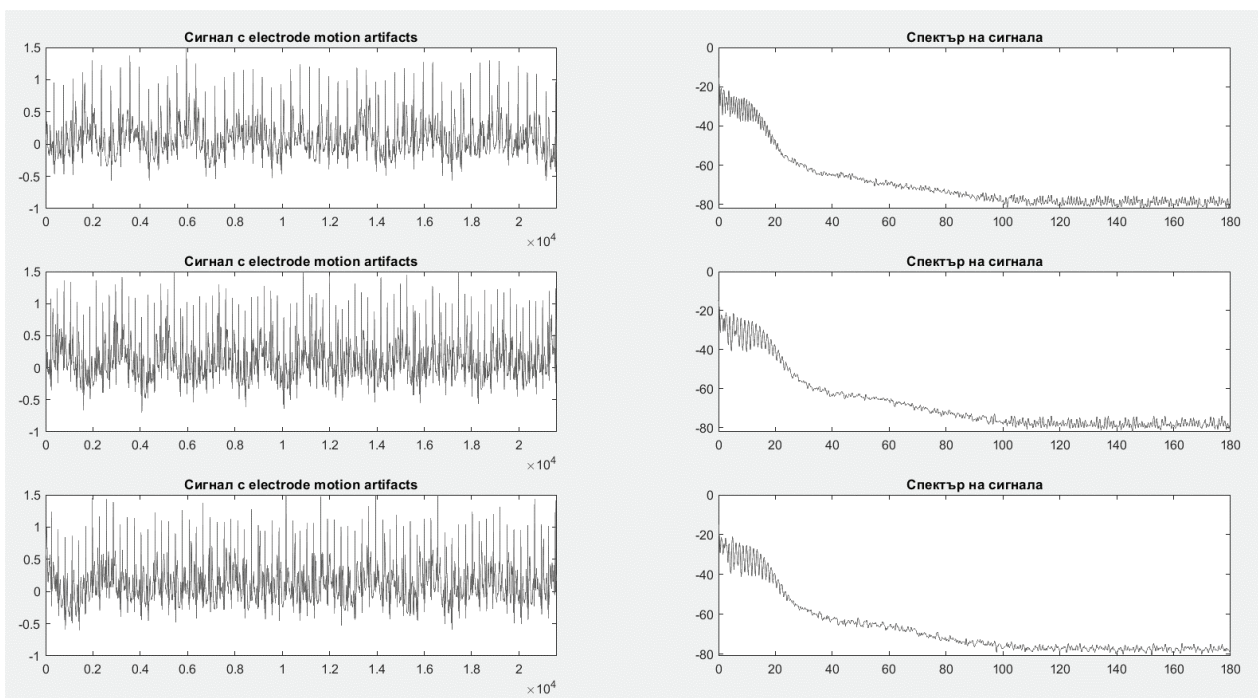
В изследването са разгледани три от основните източници на шум. Това са: движение на базовата линия (породена от респираторните функции на човека); влошен контакт на електрода (породен от разместване, промяна на импеданса на кожата на мястото на електрода); шум от скелетните мускули. Източници на шум, като такива от захранването, не се разглеждат поради това, че много добре се познава тяхната основна честота, както и хармоници, и лесно могат да бъдат отстранени.

Базата данни се състои от ЕКГ сигнали, изработени от „Динамичен модел за синтетично генериране на ЕКГ сигнал (MCSHARRY, CLIFFORD, TARASSENKO, SMITH 2003). Моделът позволява изработване на ЕКГ сигнал с различни RR интервали. Към всеки математически генериран сигнал с продължителност от една минута с честота на дискретизация 360 Hz са добавени шумове (MOODY, MULDROW, MARK 1984) от база със записани шумове от основните източници: движение на базовата линия, влошен контакт на електрода и шум от скелетните мускули. Използвани са различни участъци с приблизително еднаква спектрална картина от базата данни със записани шумове. За целите на експеримента са генерирани три типа смесени сигнали според съотношението „сигнал – шум“, съответно 5, 10 и 15 dB. Общо девет сигнала с добавен шум от движение на базовата линия, девет сигнала с добавен шум с влошен контакт на електрода и девет сигнала с шум от скелетните мускули.

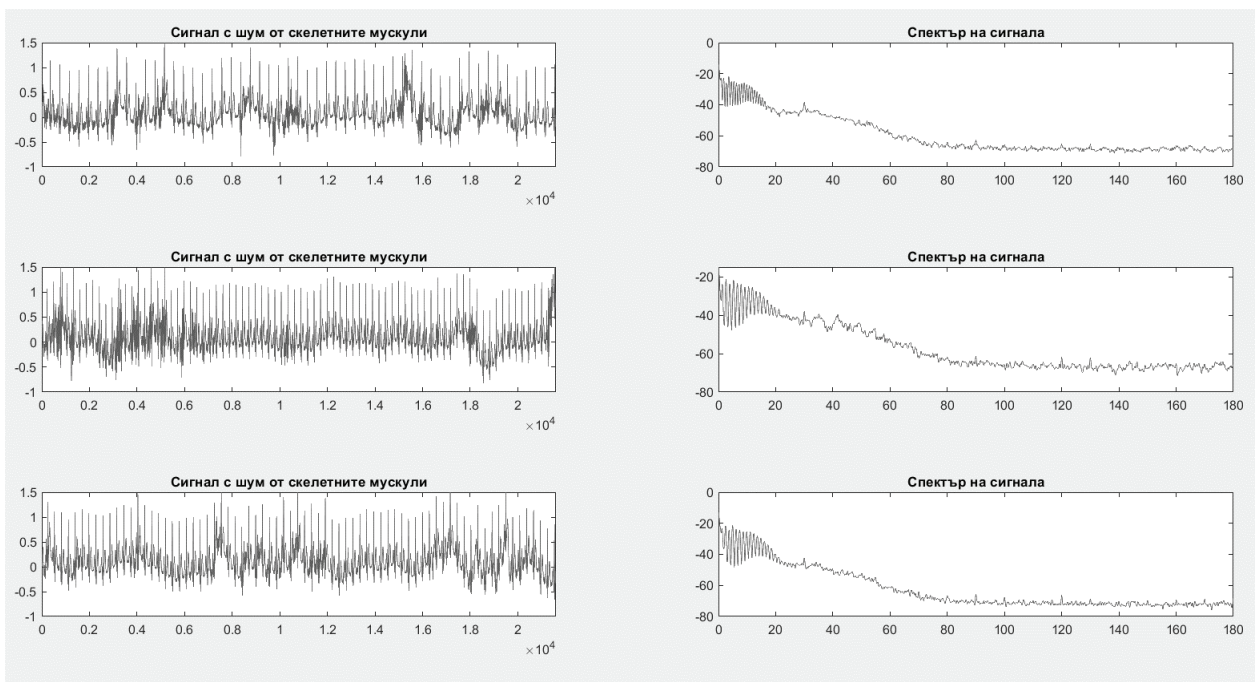
За по-кратко и ясно в обясненията се въвежда следната терминология. ЕКГ сигнал без шум, произведен от „Динамичен модел за синтетично генериране на ЕКГ сигнал“, ще се нарича „ЕКГ без шум“ или „оригинално ЕКГ“. Терминът за оригинално ЕКГ с добавен шум от различна морфология от базата данни със записан шум ще се нарича „ЕКГ с шум“, а терминът за сигнал след филтъра ще се нарича „филтрирано ЕКГ“.



A)



Б)



В)

Фигура 19. Графики със сигналите от базата данни и техните спектрални картини: А) Сигнали с шум от движение на базова линия; Б) Сигнали с шум от влошен контакт на електрода; В) Сигнал с шум от скелетните мускули

3.1.2. Критерии за оценка на филтриращите технологии

Критериите за оценка на филтриращите технологии представляват изцяло обективни изчислими фактори. За да се определи работата на филтриращите технологии (филтрите), всеки от критериите е приложен преди и след тях. Сравнени са резултатите чрез изваждане и са открити измененията между тях. Критериите за оценка, приложени в множество литературни източници, са (EL B'CHARRI, LATIF, ELMANSOURI, ABENAOU, JENKAL 2017; EL-DAHSHAN 2011; KARTHIKEYAN, MURUGAPPAN, YAACOB 2012; SØRENSEN, JOHANNESSEN, GROVE, LUNDHUS, COUDERC, GRAFF 2010; SHEMI, SHAREENA 2016; MALIK, PARAH, MALIK 2022):

- Съотношение „сигнал – шум“ преди и след филтъра.

$$SNR_{in} [dB] = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum_{n=0}^N [ecg_n(n)]^2}{\sum_{n=1}^N [ecg_n(n) - ecg_o(n)]^2} \right) \quad (24)$$

$$SNR_{out} [dB] = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum_{n=0}^N [ecg_n(n)]^2}{\sum_{n=1}^N [ecg_n(n) - ecg_f(n)]^2} \right) \quad (25)$$

$$SNR_{\Delta} [dB] = SNR_{out} - SNR_{in} \quad (26),$$

където: $ecg_n(n)$ – ЕКГ с шум; $ecg_o(n)$ – оригинално ЕКГ; $ecg_f(n)$ – ЕКГ сигнала след филтъра; SNR_{Δ} – стойността (в децибели) на подобрението на сигнала след филтъра.

- Средноквадратична грешка между сигнал преди филтъра със сигнал без шум и сигнала след филтъра със сигнал без шум:

$$MSE_{in} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (ecg_n(n) - ecg_o(n))^2 \quad (27)$$

$$MSE_{out} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (ecg_f(n) - ecg_o(n))^2 \quad (28)$$

$$MSE_{\Delta} = MSE_{out} - MSE_{in} \quad (29),$$

където: $ecg_n(n)$ – ЕКГ с шум; $ecg_o(n)$ – оригинално ЕКГ; $ecg_f(n)$ – ЕКГ сигнала след филтъра; MSE_{Δ} – стойността на намаляване на грешката след филтрация.

- Взаимна корелация между сигнал преди филтъра със сигнал без шум и сигнала след филтъра със сигнал без шум:

$$\psi_{on} = \sum_{n=1}^N ecg_n(n) ecg_o(n) \quad (30)$$

$$\psi_{of} = \sum_{n=1}^N ecg_f(n)ecg_o(n) \quad (31)$$

$$\psi_{\Delta} = \psi_{on} - \psi_{of} \quad (32)$$

Един от основните критерии, който се залага за оценка на филтриращата технология, е работоспособността на автоматичната система за откриване на P-QRS-T комплекса. Тя функционира по предходно разгледания Multiresolution Teager energy operator (MTEO), където се откриват максимумите на вълните от P-QRS-T комплекса при математическото моделиране на ЕКГ сигнал чрез „Динамичен модел за синтетично генериране на ЕКГ сигнал“ (MCSHARRY, CLIFFORD, TARASSENKO, SMITH 2003). Освен дискретен сигнал с формата на ЕКГ със синусов ритъм, е даден и масив от данни за номера под ред на семпъла на местоположение на всяка вълна от P-QRS-T комплекса от всеки цикъл. Така лесно може да се сравнят откритите максимуми от системата за оценка на вълните на ЕКГ сигнал и действителното им разположение.

$$A [\%] = 100 \frac{\sum TP}{\sum Peaks} \quad (33),$$

където: TP са вярно откритите максимуми на съответната вълна от P-QRS-T комплекса; Peaks изобразява масива с информация за всеки от максимумите на съответната вълна от P-QRS-T; резултатът A представлява процентно вярно откритите максимуми на съответната вълна от P-QRS-T комплекса, този резултат се прилага за всяка вълна поотделно.

Изготвя се оценка на работоспособността на системата по формула (33) за автоматично откриване на максимумите на вълните от P-QRS-T комплекса, като тя се смята за еталонна при сравняване на работа преди и след филтъра. Целта на това действие е да се даде ограничение и да не се вземат под внимание неоткритите и лъжливо открити вълни от системата за автоматичен анализ на ЕКГ сигнала. Смята се, че те се повтарят във всеки анализ: и при изваждане на A_o – процентно вярно открити максимуми с A_n – процентно верните открити при ЕКГ с шум, и при изваждане на A_o – процентно вярно открити максимуми с A_f – процентно вярно открити максимуми след филтрацията; тази грешка се компенсира автоматично.

Следните преобразувания водят до изчисляване на работоспособността на филтриращите технологии, съответно за всяка вълна от P-QRS-T комплекса.

$$G [\%] = (A_o - A_n) - (A_o - A_f) \quad (34),$$

където G представлява скалар (в проценти), който изобразява колко по-добре се справя системата за автоматичен анализ след филтрацията. Резултати, по-големи от нула, показват, че не само няма подобряване на работата на системата на автоматичен анализ, но има дори и влошаване.

$$D [\%] = (A_o - A_f) \quad (35),$$

където D представлява скалар (в проценти) на неоткритите максимуми от система за автоматичен анализ на ЕКГ, което означава, че колкото нейната стойност клони към нула, толкова по-добре се е справил филтърът.

Средноаритметичната стойност на D , за всяка основна група от сигнали с различна морфология на шума, ще се използва и като един основен критерий при конкурентната оценка за възможностите на работоспособност на бъдещи представени подхода за обработка на сигнала.

3.1.3. Филтриращи технологии

3.1.3.1. Филтри на Чебишев

Тези филтри са наречени на Пафнутий Чебишев, руски математик, защото с полиномите, разработени от него (SAEED, MÄRTENS, LARRAS, FRAPPÉ, JOHN, CARDIFF 2022; YADAV, RAY 2019-a; 2019-b; 2021; PRAKASH, SOWMYA, GOPALAKRISHNAN, SOMAN 2021; RACHMAN, NUGRAHA, WISANA 2021; GAN, DEBNATH, ALSHEBLY, NUGROHO 2021), се изграждат техните характеристики. Филтрите на Чебишев са аналогови и цифрови. Техните характеристики се различават от тези на Бутерлорд по по-стръмното отклонение и повече пулсации. Съществуват два основни вида филтри на Чебишев: Чебишев – тип I, и Чебишев – тип II.

Чебишев – тип I, притежава амплитудна характеристика, дефинирана с формула (36):

$$|H(j\omega)| = \frac{A}{\left[1 + \varepsilon^2 C_N^2\left(\frac{\Omega}{\Omega_C}\right)\right]^{\frac{1}{2}}} \quad (366),$$

където: A е коефициентът на усилване; ε е константа; Ω_c е 3 dB от граничната честота.

Полиномът на Чебишев от първи род от N -ти ред за $C_N(X)$ се изразява чрез:

$$C_N(X) = \begin{cases} \cos \cos(Nx), & \text{за } |x| \leq 1 \\ \cos \cos(Nx), & \text{за } |x| \geq 1 \end{cases} \quad (37)$$

Обратните филтри на Чебишев се наричат още филтри на Чебишев – тип II. Обратният нискочестотен филтър на Чебишев има амплитудна характеристика, дефинирана от:

$$|H(j\Omega)| = \frac{\varepsilon C_N\left(\frac{\Omega_2}{\Omega_c}\right)}{\left[1 + \varepsilon^2 C_N^2\left(\frac{\Omega_2}{\Omega}\right)\right]^{\frac{1}{2}}} \quad (38),$$

където: ε е константа; Ω_c е 3 dB от граничната честота.

Полиномът на Чебишев е изразен със същото уравнение (38).

3.1.3.2. Филтър на Butterworth

Филтърът на Butterworth е вид активен филтър, при който честотната характеристика на лентата на пропускане е относително равна. Поради тази честа реакция, филтрите на Butterworth (RASTOGI, MEHRA 2013; CHALLIS, KITNEY 1983; MELLO, OLIVEIRA, NADAL 2007; GUPTA, CHAND 2021) са известни също като максимално плоски филтри. За първи път те са описани от St. Butterworth в неговата статия (BUTTERWORTH 1930). С помощта на техниката на филтър Butterworth, могат да се проектират всички видове филтри, т.е. нискочестотни, високочестотни и лентов филтър.

Нискочестотен аналогов филтър на Butterworth, N ред, се подчинява на следната функция в честотна област:

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2N}} \quad (39),$$

където: $|H(j\omega)|^2$ представлява квадратната величина на честотна реакция на филтъра; ω е ъгловата честота; ω_c е граничната честота на филтъра.

За проектирането на аналогичен филтър трябва да се знае трансферната функция $H(s)$, която се изразява чрез функцията на комплексната променлива s на преобразуването на Лаплас. Следва, че честотната характеристика на

Butterworth – $|H(j\omega)|^2$, се получава от $H(s)$, като се приеме, че $j\omega = S$, което води до:

$$H(s)H(-s)_{s=j\omega} = |H(j\omega)|^2 \quad (40)$$

Следователно:

$$H(s)H(-s)_{s=j\omega} = \frac{1}{1 + \left(\frac{s}{j\omega_c}\right)^{2N}} \quad (41)$$

Корените на полинома върху знаменателя, наречени филтърни полюси, са разположени в следните точки в равнината s :

$$s = j\omega_c(-1)^{1/2N} = \omega_c e^{j\pi(2k+N-1)/2N}, k = 0, 1, 2, \dots, 2N-1 \quad (42)$$

На Фигура 21 са изобразени амплитудните характеристики на Butterworth – нискочестотен филтър, и нискочестотни филтри на Чебишев от I и II тип, 5 ред. Приложена гранична честота – 2 Hz. За построяването на графиката се използва Matlab 2019 на MathWorks със следните параметри и функции:

```

n = 5;
f = 2e9;
[zb,pb,kb] = butter(n,2*pi*f,'s');
[bb,ab] = zp2tf(zb,pb,kb);
[hb,wb] = freqs(bb,ab,4096);

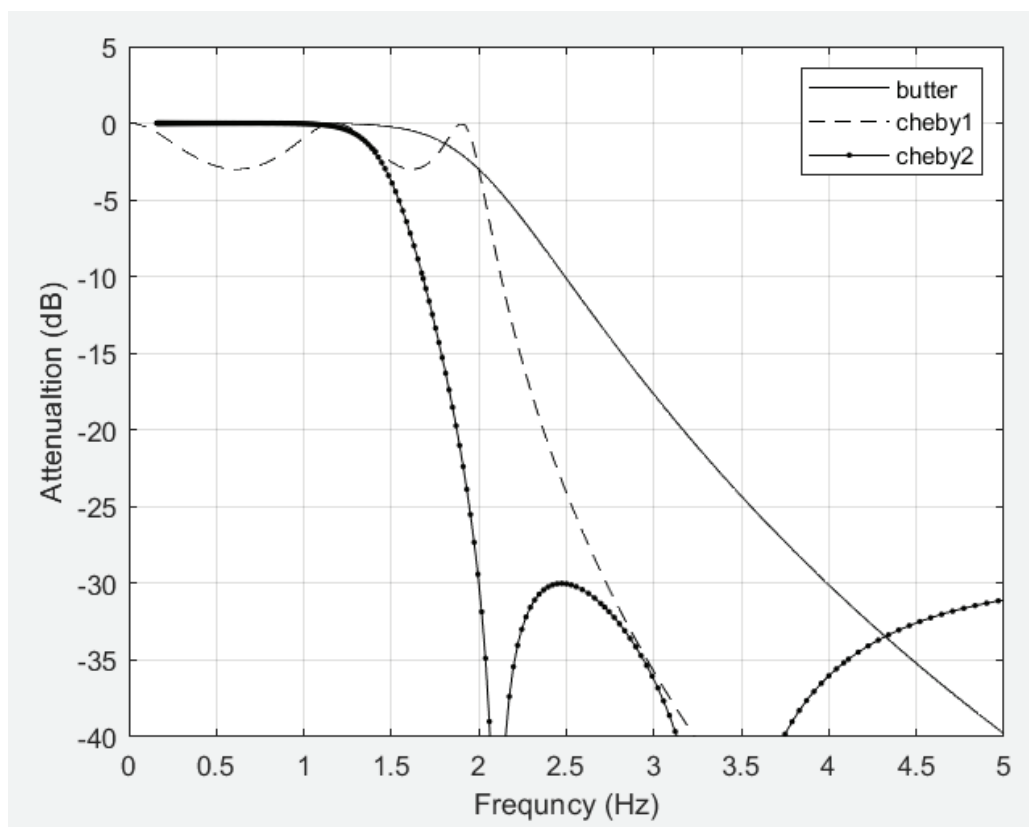
% Design a 5th-order Chebyshev Type I filter with the same edge frequency and 3 dB of
passband ripple. %Compute its frequency response.
[z1,p1,k1] = cheby1(n,3,2*pi*f,'s');
[b1,a1] = zp2tf(z1,p1,k1);
[h1,w1] = freqs(b1,a1,4096);

%Design a 5th-order Chebyshev Type II filter with the same edge frequency and 30 dB of
stopband %attenuation. Compute its frequency response.
[z2,p2,k2] = cheby2(n,30,2*pi*f,'s');
[b2,a2] = zp2tf(z2,p2,k2);
[h2,w2] = freqs(b2,a2,4096);

%Plot the attenuation in decibels. Express the frequency in gigahertz. Compare the
%filters.
plot(wb/(2e9*pi),mag2db(abs(hb)))
hold on
plot(w1/(2e9*pi),mag2db(abs(h1)))
plot(w2/(2e9*pi),mag2db(abs(h2)))
axis([0 4 -40 5])
grid
xlabel('Frequency (GHz)')
ylabel('Attenuation (dB)')
legend('butter','cheby1','cheby2',)

```

Фигура 20. Изображение на блок от код на приложението на групата от филтри



Фигура 21. Сравнение на междуамплитудните характеристики на Butterworth филтър от 5-и ред с гранична честота 2 Hz, филтър на Чебишев от I тип с 3dB пулсации на лентата на пропускане при същата гранична честота и филтър на Чебишев от II тип при същата гранична честота и 30 dB затихване

Филтрите Butterworth и Chebyshev – тип II, имат плоски пропускателни ленти и широки преходни ленти. Чебишев – тип I, и елиптичните филтри работят по-бързо, но имат пулсации на лентата на пропускане. Честотният вход към проектната функция на Chebyshev – тип II, задава началото на лентата на спиране, а не края на лентата на пропускане.

3.1.3.3. Проектиране на филтрите

Използваният софтуер за изчисляване на характеристиките и по-късно прилагането им върху сигналите с шум е Matlab. В тази подточка се разглеждат параметрите на използваните филтри, описанието на функциите.

Всички сигнали, които се използват в експеримента, са с честота на дискретизация:

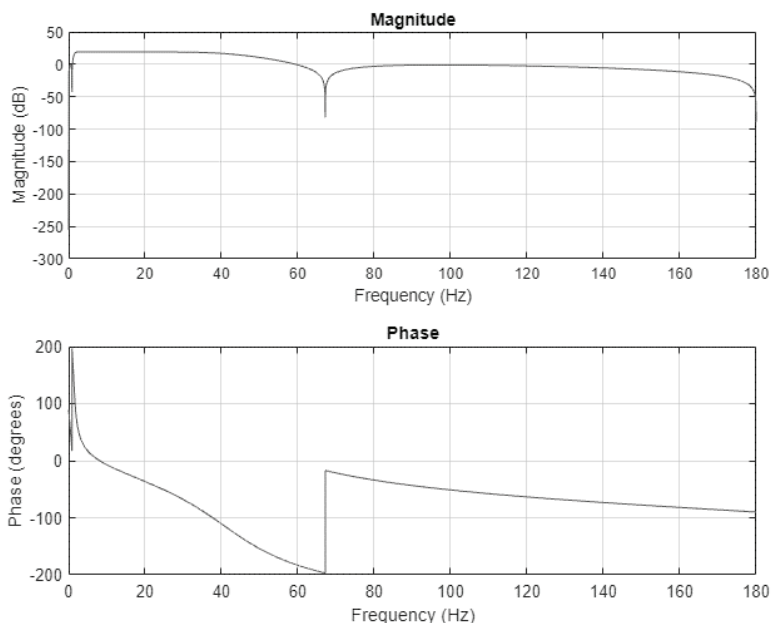
$$f_s = 360 \text{ Hz},$$

и с честота на Найкуист, равна на $F_n = 180 \text{ Hz}$.

3.1.3.4. Моделиране на филтър от Chebyshev – II тип

За изчисляване на най-ниския порядък на филтъра на Chebyshev от II тип, при който загубите в лентата на пропускане са $R_p = 5 \text{ dB}$ и притежава поне $R_s = 20 \text{ dB}$ в лентата на затихване, се използва $[n, W_s] = \text{cheb2ord}(W_p, W_s, R_p, R_s)$ – функция, вградена в Matlab, като векторът W_p представлява граничните честоти на пропускащия диапазон $(2, 40) / F_n$, а векторът на граничните честоти на затихване е $W_s = (1, 60) / F_n$.

Следващата стъпка е определянето на нулите, полюсите и усилването, съответно z , p и k ; за нея се използва вградената функция $[z, p, k] = \text{cheby2}(n, R_s, W_s)$. За преобразуване на параметрите на филтъра с усилване при нулев полюс, във форма на секции от втори ред се прилага $[\text{sos}, g] = \text{zp2sos}(z, p, k)$ следната функция в матлаб.



Фигура 22. Амплитудно-честотна и фазо-честотна характеристика

Прилагането на филтър с така изчислените коефициенти се извършва с функцията: `filtered_ECG = filtfilt(sos, g, Noisy_ecg)`. Тя осъществява цифрово

филтриране с нулева фаза чрез обработка на входните данни x както в права, така и в обратна посока. След филтриране на данните в посока „напред“, функцията обръща филтрираната последователност и я пуска обратно през филтъра. Резултатът има следните характеристики:

- Нулево фазово изкривяване.
- Филтърна трансферна функция, равна на квадрата на големината на оригиналната филтърна трансферна функция.
- Ред на филтър, който е двойно по-голям от реда на филтъра, определен от b и a .

Функцията `filtfilt` минимализира преходните процеси при стартиране и завършване чрез съпоставяне на началните условия.

```

Fs = 360;                % Sampling Frequency
Fn = Fs/2;               % Nyquist Frequency
Ts = 1/Fs;               % Sampling Interval
Wp = [2 40]/Fn;          % Passband
Ws = [1 60]/Fn;          % Stopband
Rp = 5;                  % Passband Ripple
Rs = 20;                 % Stopband Ripple
[n,Ws] = cheb2ord(Wp,Ws,Rp,Rs); %Chebyshev Type II Filter Order
[z,p,k] = cheby2(n,Rs,Ws); %Chebyshev Filter Transfer Function
Coefficients
[SOS,G] = zp2sos(z,p,k); %Convert to Second-Order-Section For Stability
figure(1)
freqz(SOS, 2^16, Fs)
EKG = Noisy_ecg;
t = linspace(0, 1, size(Noisy_ecg,2))*Ts; % Time Vector
EKGf = filtfilt(SOS,G, Noisy_ecg); % Filter Noisy_ecg
EKGf=EKGf';

```

Фигура 23. Изображение на блок от код за приложението на филтър на Чебишев

3.1.3.5. Моделиране на филтър на Butterworth

Моделират се и последователно се прилагат нискочестотен и високочестотен филтър. За получаването на коефициентите на трансферната функция на тези филтри се използва вградената функция в Matlab `[b,a] = butter(n,Wn,ftype)`, където n е порядъкът на филтъра Wn на граничната честота и `ftype` е типът на филтъра (нискочестотен, високочестотен, лентово-пропускащи и лентово-задържащи). При нискочестотния филтър граничната

честота е 15 Hz, а при високочестотния тя е 0,5 Hz; и двата филтъра се моделират като филтри от 3-ти ред.

Фигура 24. Изображение на блок от код за приложението на филтър на Butterworth

3.1.3.6. Отстраняване на шум чрез wavelet анализ

```
%% Low Pass Filter  $H(z) = ((1 - z^{(-6)})^2)/(1 - z^{(-1)})^2$  %%
Wn = 15*2/fs;
N = 3; % order of 3 less processing
[a,b] = butter(N,Wn,'low'); % lowpass filtering
ecg_l = filtfilt(a,b,Noisy_ecg);
ecg_l = ecg_l/ max(abs(ecg_l));
%% High Pass filter  $H(z) = (-1+32z^{(-16)}+z^{(-32)})/(1+z^{(-1)})$  %%
Wn = 0.5*2/fs;
N = 3; % order of 3 less processing
[a,b] = butter(N,Wn,'high'); % Highpass filtering
ecg_h = filtfilt(a,b,ecg_l);
ecg_h = ecg_h/ max(abs(ecg_h));
```

В първа глава вече се разгледа методологията за отстраняване на шумове чрез wavelet анализа. В Таблица 8 са дадени параметрите на Matlab функцията `wdenoise`. За да се открие оптималната комбинация от входни параметри при филтриращата функция `wdenoise`, се наложи прилагане на всички възможни комбинации между `level`, `wavelet`, `denoising method`, `threshold rule` – общо 4500 варианта за всеки сигнал. Ниво на вълново разлагане – от 1 до 10. За wavelet се използват следните вълнови форми от семействата: `haar` – 1 бр.; `db` – 10 бр.; `fk` – 6 бр.; `coif` – 5 бр.; `sym` – 6 бр.; `bior` – 13 бр.; общо 41 броя вълни. За метод за премахване на шума бяха използвани всички 6 варианта (`BlockJS`, `Bayes`, `FDR`, `Mini-max`, `SURE`, `UniversalThreshold`) и всички възможни начини за прилагане на прагови стойности, съобразени с ограниченията от метода за отстраняване на шума.

Таблица 8. Възможните входни параметри и тяхното описание на функцията *wdenoise* в *Matlab*

Входен параметър	Описание	Видове
LEVEL	Представява ниво на вълново разлагане, посочено като цяло положително число.	По-малко или равно на $[N]$, където N е броят на смпълите на сигнала.
Wavelet	Един от входните елементи на <i>wdenoise</i> . Представява служебна дума, отговаряща на вида на вълната, която се използва за анализа.	Вълната трябва да бъде ортогонална или биортогонална. Валидни вградени ортогонални уейвлет семейства са: най-добре локализирани Daubechies (bl), Beylkin (beyl), Coiflets (coif), Daubechies (db), Fejér-Korovkin (fk), Haar (haar), линейно-фазови моменти на Хан (han), минимална честотна лента на Морис (mb), Symlets (sym) и Vaidyanathan (vaid). Валидни вградени семейства на биортогонални уейвлети са: биортогонален сплайн (bior) и обратен биортогонален сплайн (rbio).
Denoising method	Представява метод за премахване на шума, използван за определяне на праговете за премахване на	Bayes – емпиричен Bayes Този метод използва прагово правило, базирано на допускането, че измерванията имат независими предишни разпределения, дадени от модел на смес. Тъй като измерванията се използват за оценка на теглото в модела на сместа,

	шума от входния сигнал.	методът обикновено работи по-добре с повече проби. По подразбиране за измерване на риска се използва правилото за медианата (CHALLIS, KITNEY 1983). BlockJS – блокиране на Джеймс-Щайн Този метод се основава на определяне на оптимален размер на блока и прага. Полученият блоков прагов оценител дава едновременно оптимална глобална и локална адаптивност (CAI 2002). FDR – процент на фалшиви открития Този метод използва прагово правило, базирано на контролиране на очакваното съотношение на фалшиви положителни откривания към всички положителни откривания. Методът FDR работи най-добре с оскъдни данни. Избирането на отношение или Q-стойност, по-малко от 1/2, дава асимптотично мини-максна оценка (ABRAMOVICH, BENJAMINI, DONOHO, JOHNSTONE 2006). Мини-макс – мини-максна оценка Този метод използва фиксиран праг, избран за получаване на мини-максна производителност за средна квадратична грешка спрямо идеална процедура. Принципът на мини-макс се използва в статистиката за проектиране на оценки.
--	--------------------------------	---

		SURE – безпристрастната оценка на риска на Stein Този метод използва правило за избор на праг, базирано на безпристрастната оценка на риска на Stein (квадратична функция на загубата). Получава се оценка на риска за определена прагова стойност (t). Минимализирането на рисковете в (t) дава избор на праговата стойност. UniversalThreshold – универсален праг $\sqrt{2 \ln \ln N}$. Този метод използва праг с фиксирана форма, който дава мини-максна производителност, умножена по малък коефициент, пропорционален на $\log(N)$.
Threshold rule	Прагово правило, посочено като служебна дума, което се използва за намаляване на коефициентите при wavelet. ThresholdRule е валиден за всички методи за премахване на шум, но валидните опции и настройки по подразбиране зависят от	Възможните правила за различни методи за премахване на шума са посочени, както следва: BlockJS – единствената поддържана опция е James-Stein. Не е необходимо да се указва ThresholdRule за BlockJS. SURE, Mini-max, UniversalThreshold – валидни опции са Soft или Hard. По подразбиране е Soft. Bayes – валидни опции са: Median, Mean, Soft или Hard. По подразбиране е Median.

	метода за премахване на шум.	FDR – единствената поддържана опция е Hard. Не е необходимо да се дефинира ThresholdRule за FDR.
--	------------------------------	--

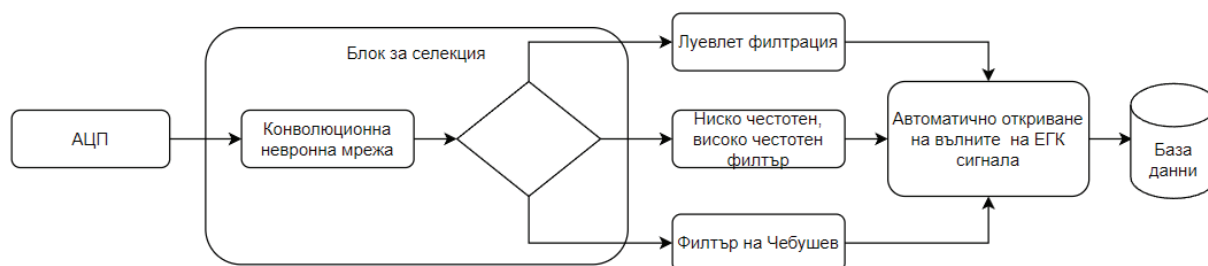
3.2. Селектиране на оптимална обработка

На Фигура 25 е изобразена блокова схема, представляваща всички стъпки, през които сигналът трябва да премине. Като вход на системата се приема изходът на аналого-цифровото преобразуване и изход – извлечени върховете и времето на вълните, съставлящи ЕКГ сигнала, а именно Р- и Т-вълната и QRS комплекса. Обработката на сигнала започва с блока за селекция. Сигналът преминава през система за категоризация, основана на конволюционна невронна мрежа; взема се решение за входния сигнал – от каква морфология е основният тип шум в сигнала. Сигналът се комутира към избрания филтриращ метод. След филтрацията от сигнала се извличат основните вълни от ЕКГ сигнала и техните времеви интервали – от блока за автоматично откриване на вълните. Информацията се запазва в база данни за бъдещ анализ и/или предоставяне на потребителски интерфейс.

За верификация на работоспособността на методологията на така описаната система се използва базата от сигнали с различни параметри на ЕКГ сигнал с добавен шум, с различно съотношение „сигнал – шум“ от основните източници, разгледани по-горе.

Съставената база данни се използва за изучаването на модел за класификация на доминиращи шумове от различна морфология. Изучаването се извършва по метода на обучение чрез наблюдение (supervised learning) на конволюционна невронна мрежа. За целта на изследването се налага извличане на признаково пространство, носещо необходимата информация като честотно-времеви характеристики на сигналите. За целта се използва непрекъснатото луевлет преобразуване. Резултатите, изобразени на двуизмерни фигури, се използват за вход на конволюционната невронна мрежа. Следва блок за комутация, при който сигналът се насочва към определената филтрираща технология. След филтрите се прилага автоматично откриване на вълните на ЕКГ сигнала. Извлечените данни са готови за

допълнителни анализи, определяне на физическото състояние, влияние на заобикалящата среда върху физическото състояние, съхранение и др.



Фигура 25. Блокова схема на подхода със селектиране на оптимална обработка

3.3. Подход при добиването на данни чрез обединяване на информацията

ЕКГ сигналът се очертава като убедителен начин за подобряване на прецизността и дълбочината на сърдечния анализ. Чрез комбиниране на информация от различни източници, този иновативен подход обещава да улови фините нюанси в електрическата активност и да даде по-изчерпателна оценка на сърдечното здраве (ZHAO, ZHANG 2018; AHMAD, TABASSUN, GUAN, KHAN 2021; DIAO, WANG, CAI 2018; LI, CHEN 2022; ALGARNI, SOLIMAN, ABDALLAH, EL-SAMIE 2021; SAINI, GUPTA 2022; MERDJANOVSKA, RASHKOVSKA 2022).

Предложеният подход за повишаване на информираността и намаляване на процентно неоткритите вълни от P-QRS-T комплекса се основава на резултатите от експеримента, където, при всички сигнали и при всички нива на сигнал към шум на входа на системата, се наблюдава по-добро откриване на Р- и Т-вълните след обработка от поредицата от нискочестотен и високочестотен филтър и по-добри резултати при откриването на QRS комплекса след обработка с филтър на Чебишев от II вид. За да се онагледят по-добре това, на Фигура 26 са изобразени стъпките за обработка на сигнала като отделни блокове, където на всеки сигнал се прилагат нискочестотен и високочестотен филтър или филтър на Чебишев от II вид, последвано от

независимо автоматично откриване на вълните в ЕКГ сигнала. В последната стъпка се обединява информацията за P-QRS-T комплекса, като информация за Р- и Т-вълните се взема от сигнала, обработен с ниско- и високочестотен филтър, а за QRS комплекса се взема от сигнала, обработен с филтър на Чебишев. След обединяването данните се предават в базата данни за съхранение и осигуряване на допълнителни анализи.



Фигура 26. Блокова схема на подхода на обединяване на информацията от множество канали

3.4. Изводи от трета глава

Изложената постановка на експерименталната работа дава разяснение за входните данни, използвани за анализа, методите за филтрация и тяхното прилагане чрез Matlab; критериите за оценка на филтриращите технологии и алгоритъма за автоматично откриване на P-QRS-T комплекса.

Целта на експеримента е да докаже възможността да се прилага изложената методология за предварителна обработка и обработка на ЕКГ сигнал, като се противопоставят два основни подхода: селектиране на оптимална обработка и обединяване на източници за повишаване на информираността при извличане на P-QRS-T комплекса.

Четвърта глава

ВЕРИФИЦИРАНЕ НА РАБОТОСПОСОБНОСТТА НА СИСТЕМАТА ЧРЕЗ ЕМПИРИЧНИ ДАННИ

4.1. Резултатите от работата на системата, функционираща чрез селектиране на оптимална обработка

4.1.1. Метод за класифициране на присъствие на шум с различна морфология

Изграждането на модел за класифициране на присъствието на шум от различна морфология преминава през следните етапи: представяне на информацията, подходяща за използване на конволюционна невронна мрежа; обучение на модела за класификация; интегриране на модела в работата на система за обработка и автоматичен анализ на ЕКГ сигнал за определяне на параметрите на ЕКГ сигнала.

Използваната конволюционна невронна мрежа е основно за класификация на изображения и поради тази причина е необходимо дискретният сигнал да се представи в подходяща форма. Извършва се непрекъснато лувелет преобуване – Continuous wavelet transformation (CWT), за извличане на честотно-времевите параметри на сигнала (пример за това е изображението на фигура 8 – „Сколограма на ЕКГ сигнал с шум от активност на скелетните мускули“), като CWT се използват като бази данни за обучение и тестване на невронна мрежа.

За да отговарят на изискванията за входни данни на невронната мрежа, тези изображения приемат размер 244 на 244 пиксела и стандартен RGB формат.

Използва се AlexNet (KRIZHEVSKY, SUTSKEVER, HINTON 2017). Архитектурата на AlexNet се състои от общо осем нива, като от тях пет са конволюционни, а последните три са директно свързани. Броят на невроните от последния слой отговаря на броя на класификационните групи и притежава активационна функция softmax.

Първият конволюционен слой филтрира входното изображение $224 \times 224 \times 3$ с 96 ядра с размери $11 \times 11 \times 3$ със стъпка от 4 пиксела. Вторият конволюционен слой приема като вход (нормализиран и обединен) изхода на първия конволюционен слой и го филтрира с 256 ядра с размер $5 \times 5 \times 48$. Третият, четвъртият и петият конволюционен слой са свързани един с друг без

междинни слоеве за обединяване или нормализиране. Третият конволюционен слой има 384 ядра с размер $3 \times 3 \times 256$, свързани към (нормализирани и обединени) изходи на втория конволюционен слой. Четвъртият конволюционен слой има 384 ядра с размер $3 \times 3 \times 192$, а петият конволюционен слой има 256 ядра с размер $3 \times 3 \times 192$. Напълно свързаните слоеве имат по 4096 неврона всеки.

При изучаването на невронната мрежа се преизчисляват тегловните коефициенти само на последните 3 директно свързани нива с неврони, без промяна на оригинално изучените конволюционни слоеве. Така се постига спестяване на време и изчислителен ресурс.

Базата данни с изображения се съхранява в отделни директории, които носят името съответно на техните етикет за класификация. Всяка от групите се разделя на две подгрупи за трениране и за тестване на конволюционната невронна мрежа, съответно 80%, 20%.

В процеса на изучаване се преизчисляват тегловните коефициенти според загубите (грешките), които невронната мрежа реализира по формула (43), като стремежът е намаляване на загубите.

$$LOSS = \sum_{c=1}^M y_{0,c} \log \log p_{0,c} \quad (43),$$

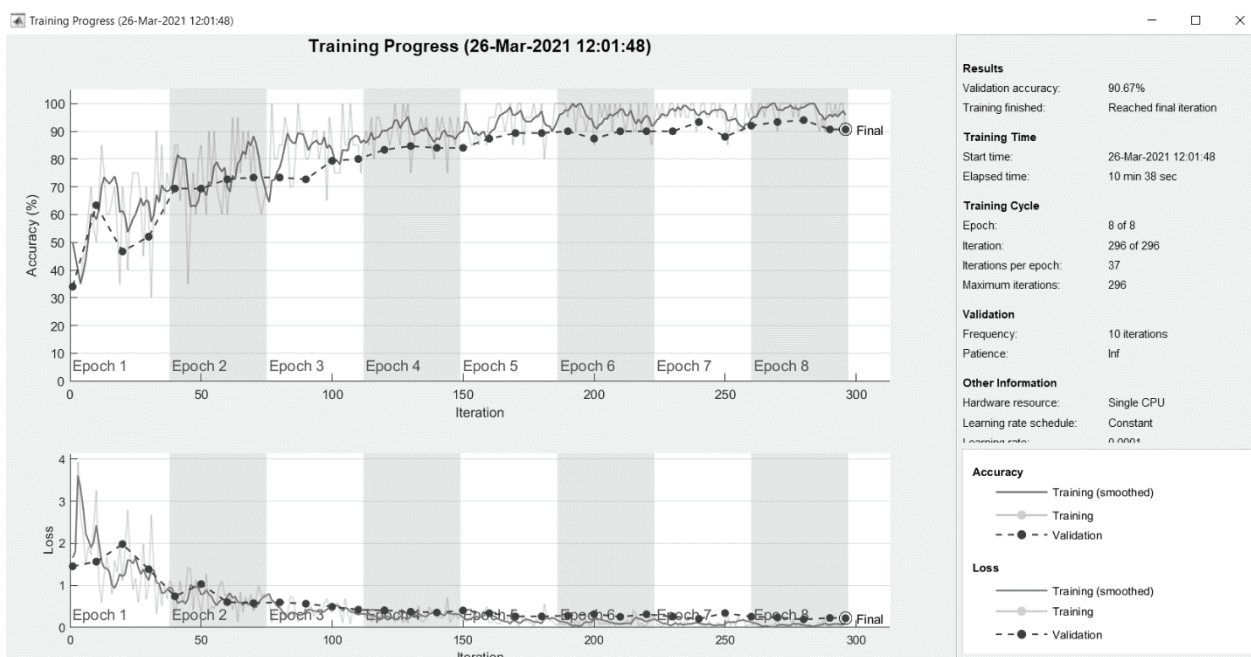
където: M е броят на класовете на категоризация; y – двоичен индикатор на съответния клас за правилно откриване, заема стойности 0 или 1; p – прогнозна вероятност елементът 0 да бъде от клас c .

Друг параметър за оценка на работата на невронната мрежа е точността (ассигасу), която се определя по формулата:

$$Accuracy = \frac{TP}{N} \quad (44),$$

където: TP е броят на правилно класифицирани входове; N – броят на всички направени прогнози.

Извършени са 5 периода на обучение с общо 140 преизчислявания на коефициентите. От графиката се наблюдава повишаване на точността (в проценти) и намаляване на загубите при всяко преизчисляване и проверка, до достигане на 93,06% точност при проверка с тестовите данни.



Фигура 27. Графично представяне на процеса на обучение на CNN

Фигурата изобразява резултати при тестването с тестовите бази данни С, като в 93,1% правилно разпознава и класифицира изображенията от всички сигнали с различни шумове и различен коефициент на сигнал-шум, грешките са 6,9%. Резултатите от тестването на модела са данни, които са от същия произход като изучаваните, но които изучаваният модел среща за първи път, и са доста обнадеждаващи. При по-големи проценти може да се приеме, че моделът е пренатоварен и няма да може да се справи с генерализирането на работни данни.

Confusion Matrix				
Output Class	arr	chf	nsf	
	38 25.3%	0 0.0%	1 0.7%	97.4% 2.6%
	2 1.3%	49 32.7%	0 0.0%	96.1% 3.9%
	10 6.7%	1 0.7%	49 32.7%	81.7% 18.3%
	76.0% 24.0%	98.0% 2.0%	98.0% 2.0%	90.7% 9.3%
	arr	chf	nsf	
Target Class				

Фигура 28. Графично представяне на резултатите от работата с тестовите данни на CNN

bw – ЕКГ с добавен шум от движение на базовата линия;
 esg – ЕКГ без добавен шум;
 em – ЕКГ с добавен шум от влошен контакт от електрода;
 ma – ЕКГ с добавен шум от скелетните мускули.

4.1.1.1. Блок за комутация на сигнала

Резултатите от разпознаването могат да се класифицират като успешни; така изучаваният модел може да класифицира ЕКГ сигнали с шумове от различни морфологии. След успешното класифициране е необходимо определеният сигнал да премине през блок за комутация и да се подаде на подходящата филтрираща технология. Ако сигналът бъде разпознат като притежаващ основен вид шум от движение на базовата линия, се подава на дискретно уейвлет преобразуване с филтриращи свойства (DWT). Ако бъде разпознат като сигнал с шум от влошен контакт на електрода, ще бъде подаден на филтър на Чебишев от втори вид; и ако бъде разпознат като сигнал с шум от

работата на скелетните мускули, ще бъде подаден на поредица от ниско- и високочестотни филтри.

4.1.2. Обобщение на резултатите от работата на подхода за обработка чрез селектиране на оптимална обработка

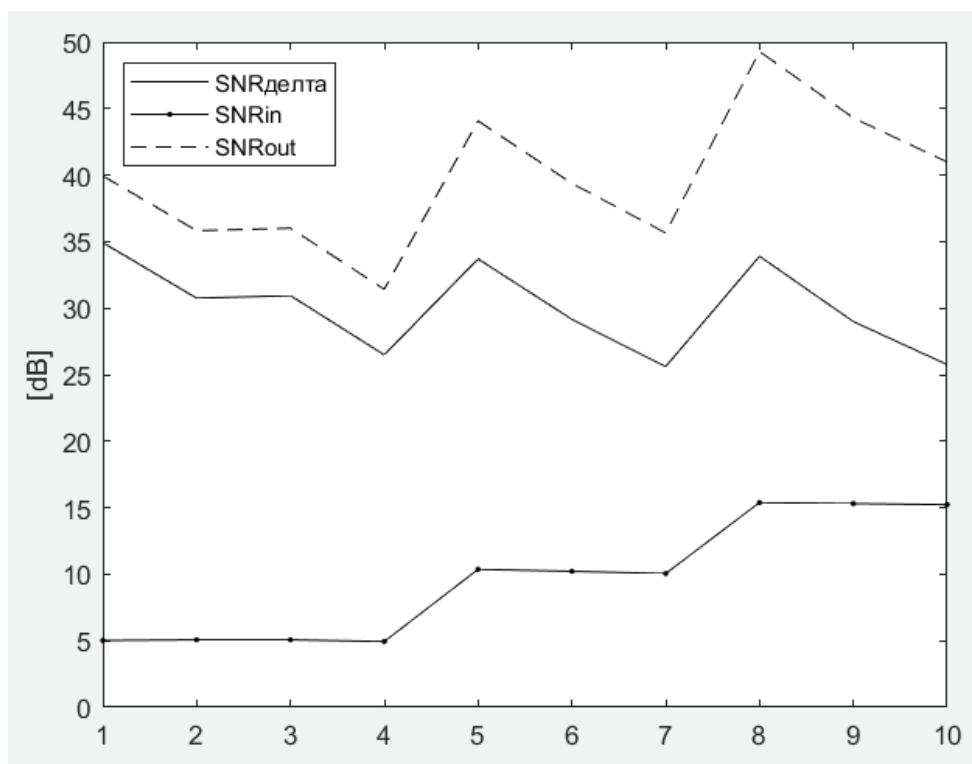
Успешно се реализира извличането на честотно-времеви характеристики от сигналите от базата с данни, както и преподготовката на двуизмерните фигури за входни данни на конволуционна невронна мрежа (КНМ). Също – изучаването и тестване на работоспособността на КНМ; моделирането на алгоритъм на работа на блок за комутация на сигнала. Работата на филтриращите технологии, в частност и работоспособността на цялата система, се оценяват чрез изцяло числови критерии, разгледани подробно по-горе. Водещ критерий за оценка са процентно неоткрити вълни от автоматичната система за анализ на ЕКГ сигнала. Това означава, че колкото по-малка и клоняща към нула стойност притежават, толкова по-добре работят. Тъй като анализът на системата се определя за всяка вълна от ЕКГ сигнала, R-QRS-T се прави обобщено, чрез средноаритметично оценяване, отбелязано в таблиците като average (D). В таблици 9, 10 и 11 са изобразени резултатите на сигналите, преминали през филтриращите технологии, съответно: уейвлет с филтриращи свойства – сигнали с добавен шум от движение на базовата линия; филтър на Чебишев от II вид – сигнали с добавен шум от нарушен контакт на електрода; поредица от ниско- и високочестотни филтри със сигнали с добавен шум от скелетните мускули. За анализа на резултатите е необходимо да се обобщят реакции, като изследването ще продължи поотделно за сигналите с различни входни стойности на съотношението „сигнал към шум“.

При сигнали с добавен шум от движение на базовата линия и приложен метод на филтрация уейвлет с филтриращи свойства се наблюдава голямо повишаване на съотношението „сигнал към шум“ на изхода на филтъра, а също така и подобряване на средноквадратична грешка в порядъка от 10^{-5} , 10^{-6} , но влошаване на корелацията между сигнала на изхода на филтъра и оригиналния ЕКГ сигнал със стойности от порядъка на 10^{-4} . Системата за автоматично откриване на вълните в ЕКГ сигнал достига средни нива на загубите от 6,4%.

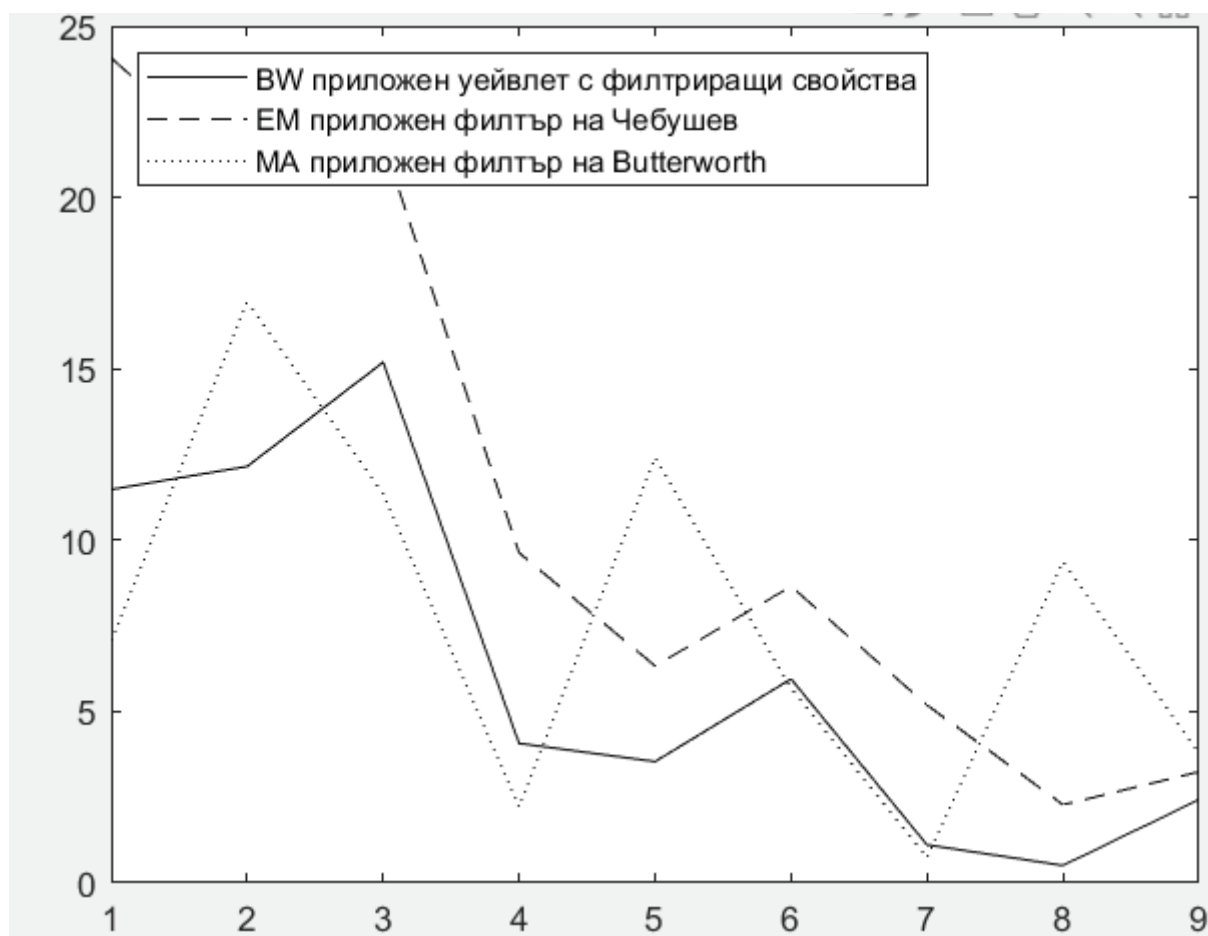
При сигнали с добавен шум от влошен контакт на електрода и приложен метод на филтрация с филтър на Чебишев от II вид се наблюдава, че отношението на сигнал към шум намалява от 0,7 до 9,5 dB, съответно за входни

сигнали от 5 dB до 15 dB, и достига стойности приблизително равни на 5 dB. Предполага се, че основната причина е потискането на определените честоти, съставлящи ЕКГ сигнала, но следното следствие не повлиява отрицателно в обработката на сигнал от системата за автоматичен анализ, при която се постигат средни стойности на загубите само от 11,3%. Корелацията между сигнал на изхода от филтъра и оригиналния ЕКГ сигнал достига до 0,98.

Прилагането на поредица от нискочестотен и високочестотен филтър върху сигнали с добавен към тях шум с произход – скелетните мускули, води до влошаване на стойността на сигнал към шум до нива от приблизително равни на 5 dB, породено от факта, че някои от честотните съставни на ЕКГ сигнала попадат в зоната на потискане на филтъра. Резултатът е и намаляване на средноквадратичната грешка в порядъка на 10^{-3} . И достигане на 0,97 на корелацията между сигнала след филтрацията и оригиналния ЕКГ сигнал. Системата за автоматичен анализ и откриване на вълните от P-QRS-T комплекса има само 7,7% средни стойности на загубите.



Фигура 29. Отношенията на сигнал към шум на входа, изхода и тяхната разлика при сигнали с добавен шум от движение на базовата линия и приложен уейвлет с филтриращи свойства



Фигура 30. Процентно неоткритите вълни при сигнали с различна морфология на шума и приложена филтрация

Таблица 9. Обобщаваща работа при различните сигнали и различни с/ш с добавен шум от движение на базовата линия при уейвлет с филтриращи свойства

LE VE L	Wavelet	Denoi sing Meth od	Thr esh old Rule	SNR _{in}	SNR _{out}	SNRA	MSE _{in}	MSE _{out}	MSE _A	ψ_{on}	ψ_{off}	ψ_A	DP	DQ	DR	DS	DT	GP	GQ	GR	GS	GT	AVERAGE(D
7	bior 3.3	Unive rsal Thres hold	Soft	10,05	35,66	25,61	7,3E-03	7,3E-03	-1,1E-05	9,4E-01	9,4E-01	-4,5E-04	13,51	0,00	5,41	0,00	0,00	-21,62	0,00	1,35	0,00	-25,68	5,95
7	bior 3.5	Unive rsal Thres hold	Soft	10,22	39,38	29,16	7,2E-03	7,2E-03	-5,3E-06	9,4E-01	9,4E-01	-3,1E-04	2,53	0,00	1,27	0,00	0,00	-15,19	0,00	1,27	0,00	-32,91	3,54
7	bior 3.3	Unive rsal Thres hold	Soft	10,37	44,07	33,70	5,9E-03	5,9E-03	-1,9E-06	9,5E-01	9,5E-01	-1,8E-04	5,56	1,85	7,41	0,00	0,00	-22,22	0,00	7,41	0,00	-20,37	4,07
4	bior 3.3	Unive rsal Thres hold	Soft	4,94	31,42	26,49	3,1E-02	3,1E-02	-6,7E-05	7,9E-01	7,9E-01	-1,1E-03	28,38	2,70	14,86	0,00	27,03	-18,92	-1,35	2,70	-1,35	-21,62	14,59
3	bior 3.9	Unive rsal Thres hold	Soft	5,07	36,01	30,94	3,2E-02	3,2E-02	-3,0E-05	8,1E-01	8,1E-01	-1,1E-04	17,72	1,27	10,13	0,00	46,84	-30,38	-1,27	2,53	0,00	-8,86	15,19
3	bior 3.5	Unive rsal Thres hold	Soft	5,07	35,82	30,75	3,2E-02	3,2E-02	-3,0E-05	8,1E-01	8,1E-01	-2,8E-04	15,19	1,27	7,59	0,00	36,71	-32,91	-1,27	0,00	0,00	-18,99	12,15
5	bior 3.9	Unive rsal Thres hold	Soft	5,02	39,94	34,92	2,7E-02	2,7E-02	-1,2E-05	8,1E-01	8,1E-01	-3,6E-04	14,81	1,85	9,26	0,00	31,48	-31,48	0,00	-1,85	0,00	-11,11	11,48

6	bior 3.5	Unive rsal Thres hold	Soft	15,23	40,99	25,76	2,1E-03	2,1E-03	-3,3E-06	9,8E-01	9,8E-01	-4,1E-05	5,41	0,00	1,35	0,00	0,00	-21,62	2,43
5	bior 3.5	Unive rsal Thres hold	Soft	15,31	44,30	28,99	2,1E-03	2,1E-03	-1,1E-06	9,8E-01	9,8E-01	-4,2E-05	2,53	0,00	0,00	0,00	0,00	-18,99	0,51
8	bior 3.5	Unive rsal Thres hold	Soft	15,39	49,29	33,90	1,7E-03	1,7E-03	-8,3E-07	9,8E-01	9,8E-01	-2,6E-05	0,00	0,00	1,85	0,00	0,00	-9,26	1,11
AVERAGE (D)																			
GT																			
GS																			
GR																			
GQ																			
GP																			
DT																			
DS																			
DR																			
DQ																			
DP																			
ψ_A																			
ψ_{of}																			
ψ_{on}																			
MSEA																			
MSEout																			
MSEin																			
SNR Δ																			
SNR _{out}																			
SNR _{in}																			
Threshold Rule																			
Denoising Method																			
Wavelet																			
LVE																			

Таблица 10. Резултати от работата при сигнали с добавен шум от нарушен контакт на електрода при филтрация с филтър на Чебишев

SNR _{in}	SNR _{out}	SNRA	MSE _{in}	MSE _{out}	MSEA	ψ_{on}	ψ_{off}	ψ_{Δ}	DP	DQ	DR	DS	DT	GP	GQ	GR	GS	GT	AVERAGE(D)
5,22	4,37	-0,85	2,4E-02	2,4E-02	2,9E-04	1,6E-01	8,2E-01	8,4E-01	57,41	3,70	0,00	0,00	59,26	-9,26	-1,85	0,00	0,00	1,85	24,07
5,00	4,44	-0,56	3,2E-02	2,6E-02	-5,8E-03	1,6E-01	8,0E-01	8,8E-01	55,70	1,27	0,00	1,27	44,30	0,00	0,00	-1,27	-1,27	-11,39	20,51
5,10	4,43	-0,67	2,9E-02	2,9E-02	1,9E-04	1,7E-01	8,0E-01	8,6E-01	52,70	1,35	0,00	1,35	52,70	-5,41	0,00	0,00	0,00	-14,86	21,62
10,28	5,22	-5,06	5,9E-03	1,8E-02	1,2E-02	1,3E-01	9,4E-01	9,0E-01	20,37	1,85	0,00	0,00	25,93	-3,70	1,85	0,00	0,00	3,70	9,63
10,14	5,72	-4,41	7,3E-03	1,7E-02	1,0E-02	1,3E-01	9,4E-01	9,4E-01	17,72	0,00	0,00	0,00	13,92	-2,53	0,00	0,00	0,00	-5,06	6,33
10,49	5,27	-5,22	6,5E-03	2,1E-02	1,5E-02	1,5E-01	9,4E-01	9,3E-01	16,22	0,00	0,00	0,00	27,03	-5,41	0,00	0,00	0,00	-1,35	8,65
15,17	5,48	-9,69	1,8E-03	1,7E-02	1,5E-02	1,3E-01	9,8E-01	9,2E-01	7,41	0,00	0,00	0,00	18,52	-1,85	0,00	0,00	0,00	5,56	5,19
15,47	6,25	-9,21	2,0E-03	1,6E-02	1,4E-02	1,2E-01	9,8E-01	9,6E-01	6,33	0,00	0,00	0,00	5,06	1,27	0,00	0,00	0,00	-3,80	2,28

SNR _{in}	SNR _{out}	SNRΔ	MSE _{in}	MSE _{out}	MSEΔ	ψ _{on}	ψ _{of}	ψΔ	DP	DQ	DR	DS	DT	GP	GQ	GR	GS	GT	AVERAGE(D)
15,33	5,48	-9,85	2,0E-03	2,0E-02	1,8E-02	1,4E-01	9,8E-01	9,4E-01	2,70	0,00	0,00	0,00	13,51	-2,70	0,00	0,00	0,00	-6,76	3,24

Таблица 11. Резултати от работата при сигнали с добавен шум от скелетните мускули на електрода при филтрация с филтър на Butterworth

SNR _{in}	SNR _{out}	SNRΔ	MSE _{in}	MSE _{out}	MSEΔ	ψ _{on}	ψ _{of}	ψΔ	DP	DQ	DR	DS	DT	GP	GQ	GR	GS	GT	AVERAGE(D)
4,93	4,16	-0,76	2,6E-02	1,4E-02	-1,1E-02	8,1E-01	9,4E-01	1,3E-01	11,11	5,56	0,00	1,85	16,67	-38,89	-9,26	-9,26	-7,41	-42,59	7,04
4,92	3,77	-1,15	3,1E-02	1,9E-02	-1,3E-02	1,4E-01	8,0E-01	9,3E-01	11,39	45,57	1,27	8,86	17,72	-35,44	37,97	-5,06	5,06	-31,65	16,96
5,09	3,92	-1,17	3,0E-02	2,4E-02	-5,7E-03	1,6E-01	8,0E-01	9,0E-01	5,41	25,68	0,00	8,11	17,57	-22,97	21,62	-4,05	4,05	-25,68	11,35
10,14	5,95	-4,19	6,0E-03	1,3E-02	6,9E-03	1,1E-01	9,4E-01	9,6E-01	3,70	0,00	0,00	0,00	7,41	-20,37	-1,85	-1,85	0,00	-12,96	2,22
10,09	5,32	-4,77	7,3E-03	1,7E-02	9,9E-03	1,3E-01	9,4E-01	9,5E-01	6,33	43,04	0,00	2,53	10,13	-13,92	44,30	0,00	2,53	-24,05	12,41
10,06	5,04	-5,02	7,4E-03	2,0E-02	1,3E-02	1,4E-01	9,4E-01	9,4E-01	1,35	18,92	0,00	2,70	5,41	-13,51	18,92	-1,35	2,70	-14,86	5,68
15,18	6,51	-8,67	1,8E-03	1,3E-02	1,1E-02	1,1E-01	9,8E-01	9,6E-01	1,85	0,00	0,00	0,00	1,85	-9,26	0,00	0,00	0,00	-5,56	0,74
15,18	5,75	-9,43	2,1E-03	1,7E-02	1,5E-02	1,3E-01	9,8E-01	9,6E-01	1,27	43,04	0,00	1,27	1,27	-11,39	43,04	0,00	1,27	-17,72	9,37
15,31	5,32	-9,98	2,0E-03	2,0E-02	1,8E-02	1,4E-01	9,8E-01	9,5E-01	0,00	18,92	0,00	0,00	0,00	-4,05	18,92	0,00	0,00	-9,46	3,78

4.2. Обобщение на резултатите от работата на подхода за обработка чрез обединяване на информацията

Резултатите от така приложения подход при обединяване на информацията за автоматично откриване на P-QRS-T комплекса са представени в таблица 12..

Таблица 12 Подходът се заключава в това, че предлага обединяване на информацията от двата канала, образувани след филтрацията:

- Филтриран сигнал чрез филтър на Чебишев от II вид;
- Филтриран сигнал чрез приложен нискочестотен и високочестотен филтър.

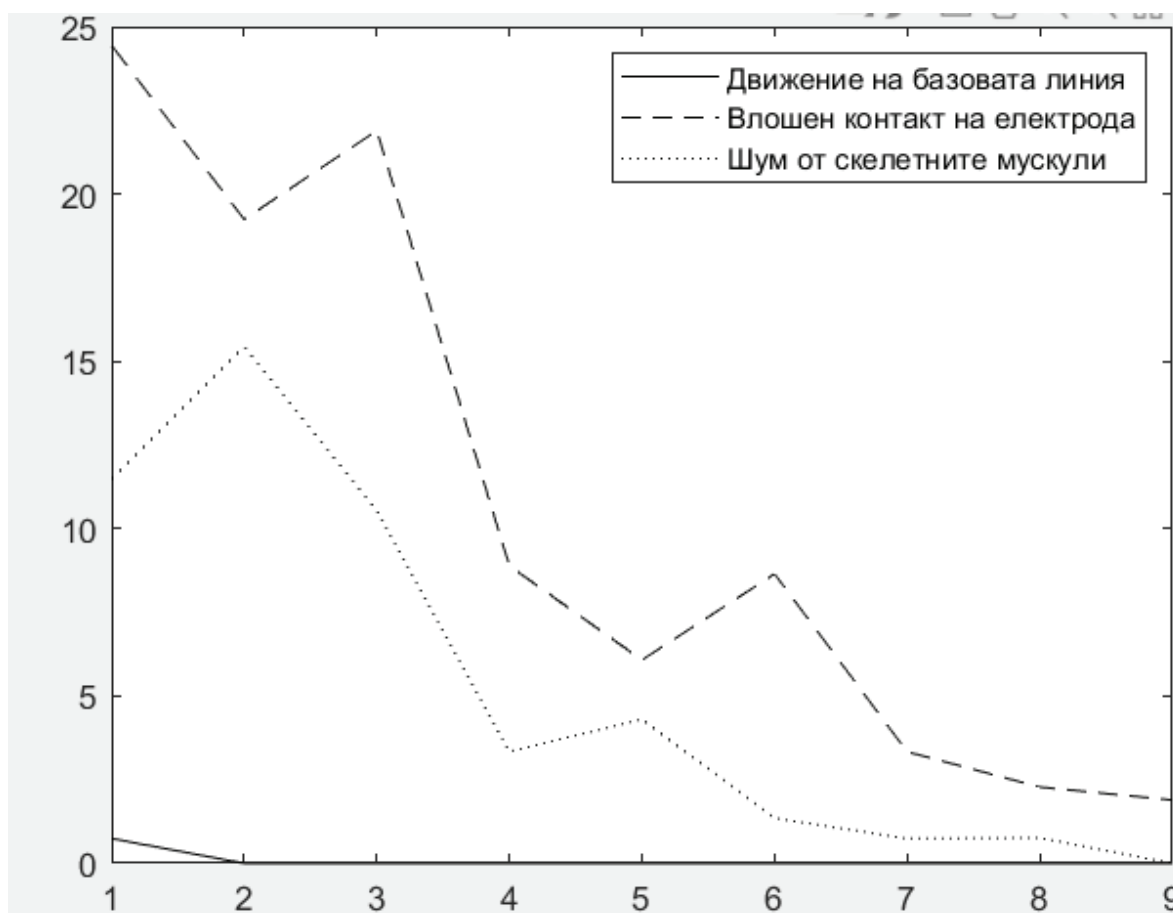
Алгоритъмът за автоматично откриване на P-QRS-T сигнала се прилага на сигналите, образувани от двата канала, където обединяването на информацията се заключава в извличането на P- и T-вълната от канала с приложен нискочестотен и високочестотен филтър, а извличането на QRS комплекса – от канала с приложен филтър на Чебишев от II вид.

Таблица 12 съдържа информация за всеки сигнал поотделно по отношение на входното ниво на сигнал към шум, съответно по 3 сигнала във всеки диапазон – 5, 10 и 15 dB за всяка група от сигнали с прибавени шумове от различна морфология: движение на базовата линия; влошен контакт на електрода; шум от скелетните мускули. В колоната ξ – „Загуби при прилагане на обединяване на информацията“, е изчислена средноаритметична стойност по редове на колоните DP и DT в дясната част, при прилагането на нискочестотен и високочестотен филтър, и колоните DQ, DR и DS в лявата част, при прилагането на филтър на Чебишев от II вид. (Фигура 31. Загуби при прилагане на обединяване на информацията при изчислена средноаритметична стойност) Средноаритметичните загуби за всички сигнали от съответния вид са следните:

- За сигнали с добавен шум от движение на базовата линия – 0,08%;
- За сигнали, притежаващи шум от влошен контакт на електрода – 10,07%;
- За сигнали с добавен шум от скелетните мускули – 5,32%.

Таблица 12. Резултати при подхода на обединяване на информация при автоматично откриване на P-QRS-T комплекса

Резултат от анализа след филтър на Чебишев от II вид							Резултат от анализа след нискочестотния и високочестотния филтър							ξ
Движение на базовата линия														
	SNR _{in}	DP	DQ	DR	DS	DT		SNR _{in}	DP	DQ	DR	DS	DT	
Сигнал 1	5,02	5,56	1,85	0,00	0,00	16,67		5,02	0,00	1,85	0,00	0,00	1,85	0,74074
Сигнал 2	4,94	2,70	0,00	0,00	0,00	9,46		4,94	0,00	14,86	0,00	0,00	0,00	0,00000
Сигнал 3	5,07	1,27	0,00	0,00	0,00	5,06		5,07	0,00	36,71	0,00	6,33	0,00	0,00000
Сигнал 1	10,37	0,00	0,00	0,00	0,00	5,56		10,37	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00000
Сигнал 2	10,22	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00		10,22	0,00	36,71	0,00	2,53	0,00	0,00000
Сигнал 3	10,05	0,00	0,00	0,00	0,00	5,41		10,05	0,00	14,86	0,00	0,00	0,00	0,00000
Сигнал 1	15,39	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00		15,39	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00000
Сигнал 2	15,31	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00		15,31	0,00	37,97	0,00	2,53	0,00	0,00000
Сигнал 3	15,23	0,00	0,00	0,00	0,00	1,35		15,23	0,00	16,22	0,00	0,00	0,00	0,00000
		1,06	0,21	0,00	0,00	4,83			0,00	17,69	0,00	1,27	0,21	0,08230
Влошен контакт на електрода														
	SNR _{in}	DP	DQ	DR	DS	DT		SNR _{in}	DP	DQ	DR	DS	DT	ξ
Сигнал 1	5,22	57,41	3,70	0,00	0,00	59,26		5,22	61,11	7,41	0,00	3,70	57,41	24,44444
Сигнал 2	5,00	55,70	1,27	0,00	1,27	44,30		5,00	50,63	43,04	0,00	25,32	43,04	19,24051
Сигнал 3	5,10	52,70	1,35	0,00	1,35	52,70		5,10	50,00	29,73	0,00	9,46	56,76	21,89189
Сигнал 1	10,28	20,37	1,85	0,00	0,00	25,93		10,28	18,52	1,85	0,00	0,00	24,07	8,88889
Сигнал 2	10,14	17,72	0,00	0,00	0,00	13,92		10,14	13,92	39,24	0,00	12,66	16,46	6,07595
Сигнал 3	10,49	16,22	0,00	0,00	0,00	27,03		10,49	17,57	21,62	0,00	4,05	25,68	8,64865
Сигнал 1	15,17	7,41	0,00	0,00	0,00	18,52		15,17	5,56	0,00	0,00	0,00	11,11	3,33333
Сигнал 2	15,47	6,33	0,00	0,00	0,00	5,06		15,47	6,33	0,00	0,00	0,00	5,06	2,27848
Сигнал 3	15,33	2,70	0,00	0,00	0,00	13,51		15,33	2,70	17,57	0,00	2,70	6,76	1,89189
		26,28	0,91	0,00	0,29	28,92			25,15	17,83	0,00	6,43	27,37	10,74378
Шум от скелетните мускули														
	SNR _{in}	DP	DQ	DR	DS	DT		SNR _{in}	DP	DQ	DR	DS	DT	ξ
Сигнал 1	4,93	44,44	9,26	12,96	7,41	45,35		4,93	11,11	5,56	0,00	1,85	16,67	11,48148
Сигнал 2	4,92	0,12	37,97	7,59	2,53	1,27		4,92	11,39	45,57	1,27	8,86	17,72	15,44304
Сигнал 3	5,09	0,13	28,38	0,00	1,35	4,05		5,09	5,41	25,68	0,00	8,11	17,57	10,54054
Сигнал 1	10,14	24,07	1,85	1,85	1,85	31,48		10,14	3,70	0,00	0,00	0,00	7,41	3,33333
Сигнал 2	10,09	18,99	3,80	0,00	1,27	26,58		10,09	6,33	43,04	0,00	2,53	10,13	4,30380
Сигнал 3	10,06	12,16	0,00	0,00	0,00	22,97		10,06	1,35	18,92	0,00	2,70	5,41	1,35135
Сигнал 1	15,18	18,52	0,00	0,00	0,00	16,67		15,18	1,85	0,00	0,00	0,00	1,85	0,74074
Сигнал 2	15,18	7,59	1,27	0,00	0,00	18,99		15,18	1,27	43,04	0,00	1,27	1,27	0,75949
Сигнал 3	15,31	4,05	0,00	0,00	0,00	12,16		15,31	0,00	18,92	0,00	0,00	0,00	0,00000
		14,45	9,17	2,49	1,60	19,95			4,71	22,30	0,14	2,81	8,67	5,32820



Фигура 31. Загуби при прилагане на обединяване на информацията при изчислена средноаритметична стойност

4.3. Сравнение на резултатите от двата подхода при добиване на информация за P-QRS-T комплекса

При проверката на конкурентното представяне измежду двата предложени подхода, а именно: селектиране на оптимална обработка и извличане на P-QRS-T комплекса и обединяване на информация за P-QRS-T комплекса от канали с приложени различни филтри, убедително можем да заключим, че подходът на обединяване на информация води при всички показатели и при всички видове сигнали. При сигнали с шум от движение на базовата линия се наблюдава подобрене от 6,12% и се достига до

загуби от едва 0,08% при откриване на вълните от P-QRS-T комплекса. При сигнали с шум от влошен контакт на електрода, подобрението е от 0,54% и загуби – едва от 10,74% на вълните от P-QRS-T комплекса. При сигнали с шум от скелетните мускули, подобрението на резултатите е с 2,4%, а достигнатите нива на загубите са от 5,33%. Чрез изцяло ясни и измерими параметри може да се заключи, че подходът на добиване на информация за P-QRS-T комплекса посредством обединяване на информацията от различни канали осигурява по-добри резултати при обработката.

Таблица 13. Сравнение на двата подхода при добиване на информация за P-QRS-T комплекса при шум от движение на базовата линия

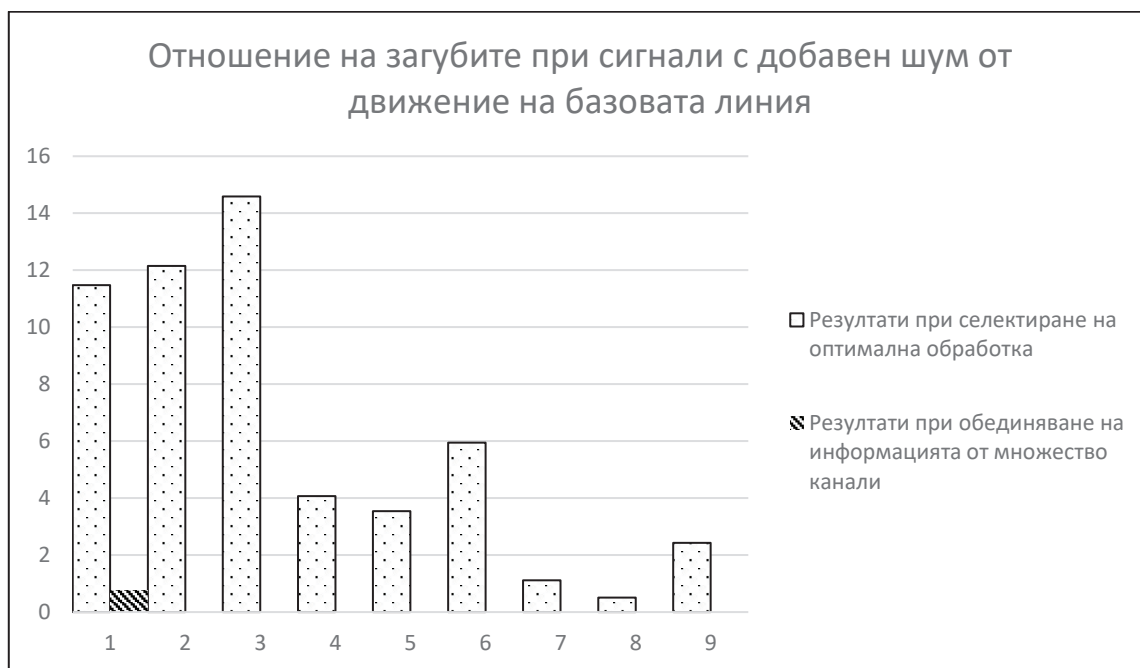
Шум от движение на базовата линия							
Уейвлет с филтриращи свойства							Обединяване на информация
	LEVEL	Wavelet	Denoising Method	Threshold Rule	SNR _{in}	AVERAGE(D)	ξ
Сигнал 1	5	bior 3,9	Universal Threshold	Soft	5,02	11,48	0,74
Сигнал 2	3	bior 3,5	Universal Threshold	Soft	5,07	12,15	0
Сигнал 3	4	bior 3,3	Universal Threshold	Soft	4,94	14,59	0
Сигнал 1	7	bior 3,3	Universal Threshold	Soft	10,37	4,07	0
Сигнал 2	7	bior 3,5	Universal Threshold	Soft	10,22	3,54	0
Сигнал 3	7	bior 3,3	Universal Threshold	Soft	10,05	5,95	0
Сигнал 1	8	bior 3,5	Universal Threshold	Soft	15,39	1,11	0
Сигнал 2	5	bior 3,5	Universal Threshold	Soft	15,31	0,51	0
Сигнал 3	6	bior 3,5	Universal Threshold	Soft	15,23	2,43	0
Средноаритметичните загуби при откриване на P-QRS-T комплекса [%]						6,20	0,08

Таблица 14. Резултати от сравнението на двата подхода при добиване на информация за P-QRS-T комплекса при шум от влошен контакт на електрода

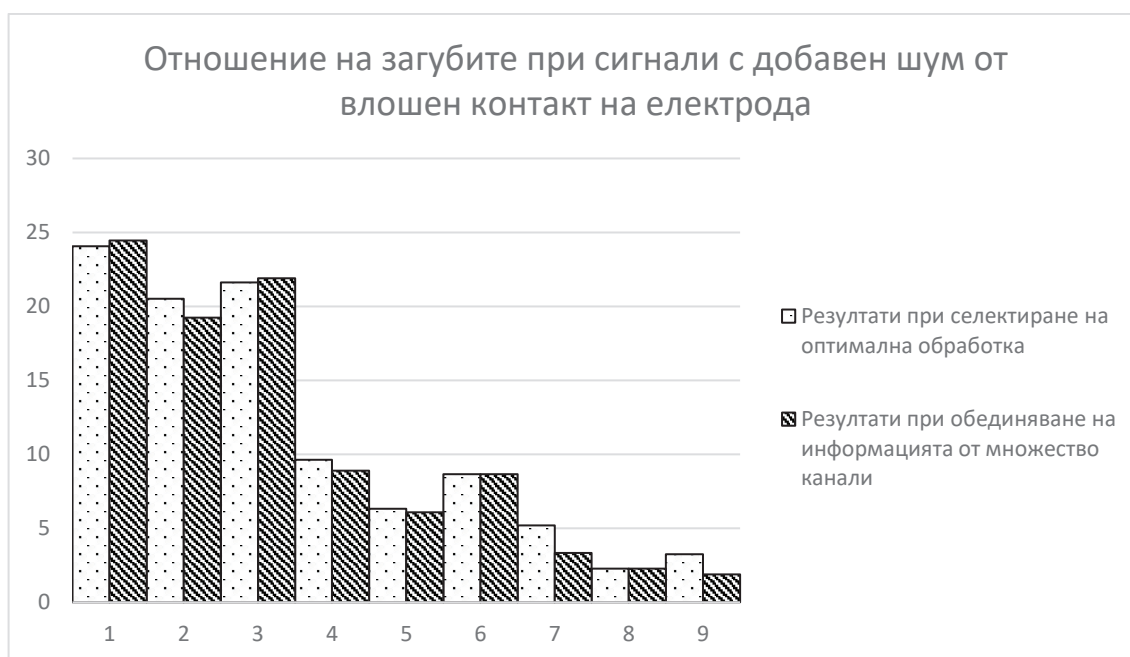
Шум от влошен контакт на електрода			
	SNR _{in}	Филтър на Чебишев	Обединяване на информация
		AVERAGE(D)	ξ
Сигнал 1	5,22	24,07	24,44
Сигнал 2	5,00	20,51	19,24
Сигнал 3	5,10	21,62	21,89
Сигнал 1	10,28	9,63	8,89
Сигнал 2	10,14	6,33	6,08
Сигнал 3	10,49	8,65	8,65
Сигнал 1	15,17	5,19	3,33
Сигнал 2	15,47	2,28	2,28
Сигнал 3	15,33	3,24	1,89
Средноаритметичните загуби при откриване на P-QRS-T комплекса [%]		11,28	10,74

Таблица 15. Резултати от сравнението на двата подхода при добиване на информация за P-QRS-T комплекса при шум от скелетните мускули

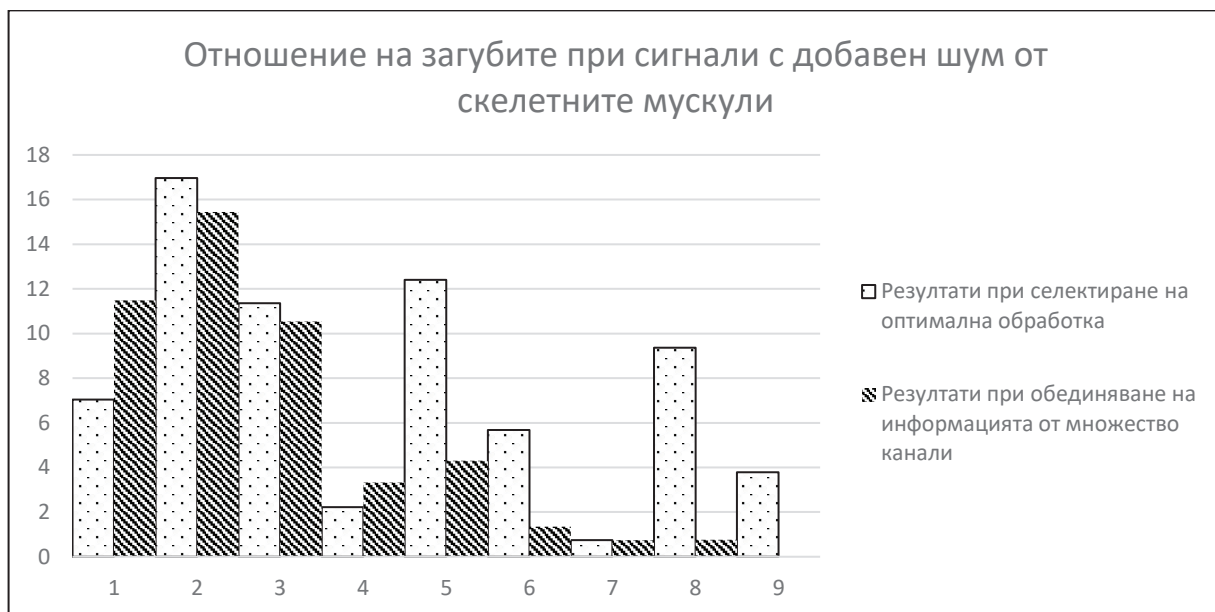
Шум от скелетните мускули			
	SNR _{in}	Нискочестотен и високочестотен филтър	Обединяване на информация
		AVERAGE(D)	ξ
Сигнал 1	4,93	7,04	11,48
Сигнал 2	4,92	16,96	15,44
Сигнал 3	5,09	11,35	10,54
Сигнал 1	10,14	2,22	3,33
Сигнал 2	10,09	12,41	4,30
Сигнал 3	10,06	5,68	1,35
Сигнал 1	15,18	0,74	0,74
Сигнал 2	15,18	9,37	0,76
Сигнал 3	15,31	3,78	0,00
Средноаритметичните загуби при откриване на P-QRS-T комплекса [%]		7,73	5,33



Фигура 32. Отношение на загубите при сигнали с добавен шум от движение на базовата линия



Фигура 33. Отношение на загубите при сигнали с добавен шум от влошен контакт на електрода



Фигура 34. Отношение на загубите при сигнали с добавен шум от скелетните мускули

4.4. Изводи от четвърта глава

Експерименталните резултати предполагат, че подходът на комбиниране на информация за P-QRS-T комплекса от канали с различни филтри осигурява по-добри резултати при обработката на ЕКГ сигнала. Резултатите са постигнати чрез ясни и измерими параметри, показващи ефективността на този подход за подобряване на точността на откриване на P-QRS-T комплекса в ЕКГ сигнал. Този подход може да има значителни приноси за подобряване на предварителната и фактическата обработка на ЕКГ сигнал и за извличане на персонална информация в системата за добиване, предаване, съхранение и анализ на информация от биомедицински и биометрични сензори.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Резултатите от научноизследователската и експерименталната работа, проведени по темата на настоящата дисертация, водят до ред обобщения.

Според представеното съвременно състояние на медицинските изследвания, морските лица са подложени на риск от различни кардиологични заболявания, които могат да доведат до сериозни последици, включително и смърт. Затова постоянният мониторинг и анализът на текущите параметри на човешкото тяло чрез методи като електрокардиограмата могат да доведат до превенция и предварително откриване на патологични състояния. Направените сравнителни анализи на методите за анализ на P-QRS-T комплекса на ЕКГ сигнала показват, че автоматичните методи са по-предпочитани, особено в информационните системи за превенция на влошаването на здравето и телемедицината. Също така наличието на множество математически модели за автоматичен анализ и извличане на P-QRS-T комплекса от ЕКГ сигнала може да предостави допълнителни инструменти за обработка и представяне на сигналите, които могат да допринесат за по-точна диагностика и лечение на кардиологични заболявания.

Представен е модел на системата за добиване, обработка и съхранение на информация от различни сензори, специално проектирана за корабни платформи. Разработен е прототип на стационарна станция и е предложена методика за оценка на подобни системи, която е приложена в сравнителен анализ между стационарната станция и мобилния сензорен компонент. Според оценката, стационарната станция не отстъпва на мобилния компонент и дори го доминира в някои критерии.

Реализираната експериментална постановка дава разяснение за входните данни, използвани за анализа, методите за филтрация и тяхното прилагане чрез Matlab. Обосновани са и приложени критериите за оценка на филтриращите технологии и алгоритъма за автоматично откриване на P-QRS-T комплекса. Целта на експеримента е да докаже възможността да се прилага изложената методология за предварителна обработка и обработка на ЕКГ сигнал, като се конкурират два основни подхода:

селектиране на оптимална обработка и обединяване на източници за повишаване на информираността при извличане на P-QRS-T комплекса.

От представените експериментални резултати се доказва, че подходът на комбиниране на информация за P-QRS-T комплекса от канали с различни филтри осигурява по-добри резултати при обработката на ЕКГ сигнала. Резултатите са установени чрез ясни и измерими параметри, показващи ефективността на този подход за подобряване на точността на откриване на P-QRS-T комплекса в ЕКГ сигнал. Този подход може да има значителен принос за подобряване на предварителната и фактическата обработка на ЕКГ сигнал и за извличане на персонална информация в система за добиване, предаване, съхранение и анализ на информация от биомедицински и биометрични сензори.

Научноизследователската и експерименталната работа откриват своето приложение в Центъра за компетентност „Квантова комуникация, интелигентни системи за сигурност и управление на риска“ (QUASAR), финансиран от Оперативна програма „Наука и образование за интелигентен растеж“.

Перспективи за разработка се откриват в усъвършенстването на методите, алгоритмите и процедурите при добиване, съхранение и обработка на информация, събирана от биомедицински и биометрични сензори. Възможности за бъдещи изследвания са алгоритмите за обработка и анализ на данните, с цел автоматично откриване на физическото състояние, тонус (умора, стрес) и прилагането на алгоритми с нелинейно прогнозиране.

ПРИНОСИ

Научно-приложни приноси

- Предложени са модел на архитектурата и алгоритъм на работа на система за добиване, предаване, съхранение на информация от биомедицински и биометрични сензори.
- Изработена е методика за оценка на системи за добиване, предаване, съхранение на информация от биомедицински и биометрични сензори, съобразена със спецификата на приложение при корабните платформи.
- Предоставена е оценка на конкурентен принцип на предложените подходи при обработката на сигнала: интелигентно селектиране на оптимална обработка и обединяване на данни от множество канали с различни типове филтрация.

Приложни приноси

- Анализирани са рисковете от сърдечносъдови заболявания при работа на морските лица и интегрираните решения за автоматично извличане на информацията от ЕКГ сигнала, с цел продължаваща медицинска диагностика и превенция.
- Създаден е прототип на стационарна станция от състава от системата за добиване, предаване, съхранение на информация от биомедицински и биометрични сензори.
- Създадено е програмно осигуряване за изработването на база с данни от ЕКГ сигнали с добавени шумове от различна морфология при контролирани условия.

Списък с таблиците

Таблица 1. Рискови фактори и сравнение на тяхната разпространеност: 1990 – 2000 г.	9
Таблица 2. Резултати от изследването на Moss за QT, RR и QTc интервалите	13
Таблица 3. Сравнение на предимствата и недостатъците между двата подхода на анализ	22
Таблица 4. Технически параметри на стационарната станция.....	45
Таблица 5. Предимства и недостатъци при реализация чрез State machine или RTOS	51
Таблица 6. Специфични тегловни коефициенти, отнесени към признака от методиката	56
Таблица 7. Резултати от приложената методика	58
Таблица 8. Възможните входни параметри и тяхното описание на функцията wdenoise в Matlab	74
Таблица 9. Обобщаваща работа при различните сигнали и различни с/ш с добавен шум от движение на базовата линия при уейвлет с филтриращи свойства	87
Таблица 10. Резултати от работата при сигнали с добавен шум от нарушен контакт на електрода при филтрация с филтър на Чебишев	89
Таблица 11. Резултати от работата при сигнали с добавен шум от скелетните мускули на електрода при филтрация с филтър на Butterworth	90
Таблица 12. Резултати при подхода на обединяване на информация при автоматично откриване на P-QRS-T комплекса.....	92
Таблица 13. Сравнение на двата подхода при добиване на информация за P-QRS-T комплекса при шум от движение на базовата линия	94
Таблица 14. Резултати от сравнението на двата подхода при добиване на информация за P-QRS-T комплекса при шум от влошен контакт на електрода.....	95
Таблица 15. Резултати от сравнението на двата подхода при добиване на информация за P-QRS-T комплекса при шум от скелетните мускули	95

Списък с фигурите

Фигура 1. Позицията на електродите в стандартното 12-канално отвеждане	10
Фигура 2. Елементи на електрокардиограмата	11
Фигура 3. Илюстрация на праговите методи за определяне на края на Т-вълната.....	17
Фигура 4. Тангенциален метод.	19
Фигура 5. Извличане на P-QRS-T комплекса от МТЕО алгоритъма	21
Фигура 6. Спектърът на обикновен единичен ЕКГ удар.	25
Фигура 7. Спектрограмата на обикновен единичен ЕКГ удар (с размер на прозореца 125 семпла)	27
Фигура 8. Сколограма на ЕКГ сигнал с шум от активност на скелетните мускули.....	29
Фигура 9. Основен градивен елемент на DWT	32
Фигура 10. Многослойна филтърна банка при DWT	33
Фигура 11. Модел на архитектурата на системата	39
Фигура 12. Състав на съобщението.....	40
Фигура 13. Модел на алгоритъма за работа на система.....	43
Фигура 14. Блокова схема на стационарната IoT станция	44
Фигура 15. Изображения на стационарната станция	46
Фигура 16. Изображение на примерен блок от код за RTOS	49
Фигура 17. Алгоритъм на работа на стационарната станция, реализирана като машина на състоянията.	52
Фигура 18. Изображение на мобилния сензорен комплект	53
Фигура 19. Графики със сигналите от базата данни и техните спектрални картини. А) Сигнали с шум от движение на базова линия; Б) Сигнали с шум от влошен контакт на електрода; В) Сигнал с шум от скелетните мускули.....	63
Фигура 20. Изображение на блок от код на приложението на групата от филтри	69
Фигура 21. Сравнение на междуамплитудните характеристики на Butterworth филтър от 5-и ред с гранична честота 2 Hz, филтър на Чебишев от I тип с 3dB пулсации на лентата на пропускане при същата гранична честота и филтър на Чебишев от II тип при същата гранична честота и 30 dB затихване	70

Фигура 22. Амплитудно-честотна и фазо-честотна характеристика.....	71
Фигура 23. Изображение на блок от код за приложението на филтър на Чебишев	72
Фигура 24. Изображение на блок от код за приложението на филтър на Butterworth.....	73
Фигура 25. Блокова схема на подхода със селектиране на оптимална обработка	78
Фигура 26. Блокова схема на подхода на обединяване на информацията от множество канали	79
Фигура 27. Графично представяне на процеса на обучение на CNN	82
Фигура 28. Графично представяне на резултатите от работата с тестовите данни на CNN	83
Фигура 29. Отношенията на сигнал към шум на входа, изхода и тяхната разлика при сигнали с добавен шум от движение на базовата линия и приложен уейвлет с филтриращи свойства	85
Фигура 30. Процентно неоткритите вълни при сигнали с различна морфология на шума и приложена филтрация.	86
Фигура 31. Загуби при прилагане на обединяване на информацията при изчислена средноаритметична стойност.	93
Фигура 32. Отношението на загубите при сигнали с добавен шум от движение на базовата линия	96
Фигура 33. Отношението на загубите при сигнали с добавен шум от влошен контакт на електрода.....	96
Фигура 34. Отношението на загубите при сигнали с добавен шум от скелетните мускули.....	97

Списък със съкращенията

ЕКГ – Електрокардиограма

ЦК КВАЗАР – Център за компетентност „Квантова комуникация, интелигентни системи за сигурност и управление на риска“

КНМ – Конволюционна невронна мрежа

ССЗ – Сърдечносъдови заболявания

ШИМ – Широкоимпулсна модулация

ВМІ – Индекс на мазнините

CWT – Continuous wavelet transformation

DTW – Dynamic time warping (динамично изкривяване на времето)

DWT – Discrete wavelet transformation

НВР – Високо кръвно налягане

НСТ – Висок холестерол

MTEO – Multiresolution Teager energy operator

RTOS – Real-time operational system (операционна система в реално време)

SD – Standard deviation (стандартно отклонение)

STFT – Short-time Fourier transform (кратковременно преобразуване на Фурие)

TEO – Teager energy operator

Използвана литература

1. ДИМИТРОВ, Недко, 2022. *Управление на риска за сигурността в Центъра за компетентност КВАЗАР*. Монография. Варна: ВВМУ „Никола Й. Вапцаров“, 2022, с. 1–212. ISBN 978-619-7428-86-5 (print); ISBN 978-619-7428-87-2 (e-book).
2. МАРЧЕВ, Сотир, 2007. *Как се разчита електрокардиограма*. Четвърто издание. София: 4xM ЕООД, с. 1–160.
3. ABRAMOVICH, Felix; BENJAMINI, Yoav; DONOHO, David L.; JOHNSTONE, Iain M., 2006. Adapting to unknown sparsity by controlling the false discovery rate. *Annals of Statistics*. April 2006. Volume 34, no. 2, pp. 584–653. DOI 10.1214/009053606000000074.
4. AHMAD, Zeeshan; TABASSUN, Anika; GUAN, Ling; KHAN, Naimul Mefraz, 2021. ECG heartbeat classification using multimodal fusion. *IEEE Access*. July 2021. Volume 9, pp. 100615–100626. DOI 10.1109/ACCESS.2021.3097614.
5. ALGARNI, Abeer D.; SOLIMAN, Naglaa F.; ABDALLAH, Hanaa A.; EL-SAMIE, Fathi E. Abd, 2021. Encryption of ECG signals for telemedicine applications. *Multimedia Tools and Applications*. 2021. Volume 80, no. 7, pp. 10679–10703. DOI 10.1007/s11042-020-09369-5.
6. ATANASOV, Veselin; SIVKOV, Yordan, 2019. Application of a sensor network to measure the characteristics of the human body in shipping. In: 2019 – *International Conference on Biomedical Innovations and Applications (BIA)*. Varna, Bulgaria, November 2019. ISBN 9781728147543. DOI 10.1109/BIA48344.2019.8967470.
7. ATANASOV, Veselin; SIVKOV, Yordan, 2020. Data fusion for IoMT in shipping. In: 2020 – *21st International Symposium on Electrical Apparatus and Technologies (SIELA)*. Proceedings. Bourgas, Bulgaria, 2020. ISBN 9781728143460. DOI 10.1109/SIELA49118.2020.9167126.
8. ATANASOV, Veselin; SIVKOV, Yordan; VELIKOV, Nikolay, 2020. An approach of Feature extraction of ECG signal of CLAS database. In: *Proceedings of the International Conference on Biomedical Innovations and Applications (BIA)*, 2020. Varna, 2020. ISBN 9781728170732. DOI 10.1109/BIA50171.2020.9244497.

9. BAGHERZADEH, Mojtaba; JAHED, Karim; COMBEMALE, Benoit; DINGEL, Juergen, 2021. Live modeling in the context of state machine models and code generation. *Software and Systems Modeling*. 2021. Volume 20, pp. 795–819. DOI 10.1007/s10270-020-00829-y.
10. BAGHERZADEH, Mojtaba; KAHANI, Nafiseh; JAHED, Karim; DINGEL, Juergen, 2022. Execution of Partial State Machine Models. *IEEE Transactions on Software Engineering*. March 2022. Volume 48, no. 3, pp. 951–972. DOI 10.1109/TSE.2020.3008850.
11. BAROLD, S. Serge, 2003. Willem Einthoven and the birth of clinical electrocardiography a hundred years ago. *Cardiac Electrophysiology Review*. Volume 7, no. 1, pp. 99–104. DOI 10.1023/A:1023667812925. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1023/A:1023667812925>.
12. BUTTERWORTH, S., 1930. On the Theory of Filter Amplifiers. In: *Experimental Wireless and the Wireless engineer*. Volume 7. October 1930, pp. 536–541. [Online] Available from: https://www.changpuak.ch/electronics/downloads/On_the_Theory_of_Filter_Amplifiers.pdf.
13. BAZETT, Henry Cuthbert, 1920/1997. An Analysis of the Time-Relations of Electrocardiograms. *Heart*, 1920, Oxford University Medical School, Volume 7, pp. 353–370; *Annals of Noninvasive Electrocardiology*. Volume 2, no. 2, April 1997, pp. 177–194. DOI <https://doi.org/10.1111/j.1542-474X.1997.tb00325.x>. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1542-474X.1997.tb00325.x>.
14. CAI, Tony, T., 2002. On block thresholding in wavelet regression: Adaptivity, block size, and threshold level. *Statistica Sinica*. 2002. Department of Statistics, the Wharton School. University of Pennsylvania. Volume 12, no. 4, pp. 1241–1273. [Online] Available from: <http://www-stat.wharton.upenn.edu/~tcai/paper/Blockthresh.pdf>.
15. CAMERON, John, 1996. Bioelectromagnetism-Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields, by J. Malmivuo and R. Plonsey. *Medical Physics. The International Journal of Medical Physics Research and Practice*. Volume 23, no. 8, August 1996. DOI <https://doi.org/10.1118/1.597895>. Available from: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.597895>.

- 16.CANBAZ, Seçkin; ERDEMİR, Gökhan, 2022. Performance analysis of real-time and general-purpose operating systems for path planning of the multi-robot systems. *International Journal of Electrical and Computer Engineering*. 2022. Volume 12, no. 1, pp. 285–292. DOI 10.11591/ijece.v12i1.pp285-292.
- 17.CHALLIS, R. E.; KITNEY, R. I., 1983. The Design of Digital filters for signal processing biomedical Part 3: The design of Butterworth and Chebychev filters. *Journal of Biomedical Engineering*. April 1983. Volume 5, no. 2, pp. 91–102. DOI doi.org/10.1016/0141-5425(83)90026-2.
- 18.CHOI, Joon Hwan; JUNG, Hae Kyung; KIM, Taejeong, 2006. A new action potential detector using the MTEO and its effects on spike sorting systems at low signal-to-noise ratios. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. Volume 53, no. 4, pp. 738–746. DOI 10.1109/TBME.2006.870239.
- 19.COCAN, Nicolae; PALADE, Horatiu Constantin; NICOLAESCU, Sergiu Ștefan; VOLOVICI, Daniel, 2016. A newborn/infant monitoring approach using medical iot devices. *Academic Journal of Manufacturing Engineering*. January 2016. Volume 14, no. 3.
- 20.DASKALOV, I. K.; CHRISTOV, I. I., 1999. Automatic detection of the electrocardiogram T-wave end. *Medical and Biological Engineering and Computing*. Volume 37, no. 3, May 1999, pp. 348–353. DOI 10.1007/BF02513311. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF02513311>.
- 21.DAUTOV, Rustem; DISTEFANO, Salvatore; BUYYA, Rajkumaar, 2019. Hierarchical data fusion for Smart Healthcare. *Journal of Big Data*. February 2019. Volume 6, no. 1. DOI 10.1186/s40537-019-0183-6.
- 22.DEB, Suman; DANDAPAT, Samarendra, 2019. Multiscale Amplitude Feature and Significance of Enhanced Vocal Tract Information for Emotion Classification. *IEEE Transactions on Cybernetics*. January 2018. Volume 49, no. 3, pp. 1–14. DOI 10.1109/TCYB.2017.2787717.
- 23.DIAO, Chen; WANG, Bin; CAI, Ning, 2018. Data fusion of multivariate time series: Application to noisy 12-lead ECG signals. *Applied Sciences*. Basel, Switzerland. December 2018. Volume 9, no. 1, pp. 105. DOI 10.3390/app9010105.

- 24.DWIVEDI, Ruby; MEHROTRA, Divya; CHANDRA, Shaleen, 2022. Potential of Internet of Medical Things (IoMT) applications in building a smart healthcare system: A systematic review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. March – April 2022. Volume 12, no. 2, pp. 302–318. DOI 10.1016/j.jobcr.2021.11.010.
- 25.EL B'CHARRI, Oussama; LATIF, Rachid; ELMANSOURI, Khalifa; ABENAOU, Abdenbi; JENKAL, Wissam, 2017. ECG signal performance de-noising assessment based on threshold tuning of dual-tree wavelet transform. *BioMedical Engineering Online*. February 2017. Volume 16, no. 1, p. 26. DOI 10.1186/s12938-017-0315-1.
- 26.EL-DAHSHAN, El-Sayed A., 2011. Genetic algorithm and wavelet hybrid scheme for ECG signal denoising. *Telecommunication Systems*. 2011. Volume 46, no. 3, pp. 209–215. DOI 10.1007/s11235-010-9286-2.
- 27.FARAG, Mohammed M., 2022. A Self-Contained STFT CNN for ECG Classification and Arrhythmia Detection at the Edge. *IEEE Access*. September 2022. Volume 10, pp. 94469–94486. ISSN 2169-3536. DOI 10.1109/ACCESS.2022.3204703.
- 28.FORT, Emmanuel; MASSARDIER-PILONCHERY, Amelie; BERGERET, Alain, 2009. Alcohol and nicotine dependence in French seafarers. *International maritime health*, vol. 60, no. 1–2, pp. 18–28. ISSN 1641–9251. [Online] PubMed. National Library of Medicine. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20205123/>.
- 29.GAN, Shaun Eng Shuen; DEBNATH, Sanjoy Kumar; ALSHEBLY, Yousif Saad; NUGROHO, Hermawan, 2021. Fetal ECG Extraction from Abdominal ECG Using Chebyshev and Butterworth Filters. In: *2021 – IEEE: Symposium on Computers and Informatics (ISCI)*. Kuala Lumpur, Malaysia, October 2021. DOI 10.1109/ISCI51925.2021.9633595.
- 30.GAUTAM, Apoorv; KAUR, Maninder, 2012. ECG Analysis using Continuous Wavelet Transform (CWT). *IOSR: Journal of Engineering*. April 2012. Volume 2, no. 4, pp. 632–635. DOI 10.9790/3021-0204632635. [Online] Available from: http://iosrjen.org/Papers/vol2_issue4/U024632635.pdf.
- 31.GHUBAISH, Ali; SALMAN, Tara; ZOLANVARI, Maede; UNAL, Devrim; AL-ALI, Abdulla; JAIN, Rai, 2021. Recent Advances in the Internet-of-Medical-Things (IoMT) Systems Security. *IEEE Internet of*

- Things Journal*. June 2021. Volume 8, no. 11, pp. 8707–8718. DOI 10.1109/JIOT.2020.3045653.
32. GOLGOWSKI, Maciej; OSOWSKI, Stanislaw, 2020. Anomaly detection in ECG using wavelet transformation. In: *Proceedings of 2020 – IEEE 21st International Conference on Computational Problems of Electrical Engineering (CPEE)*. September 2020, Poland. DOI 10.1109/CPEE50798.2020.9238709.
 33. GUPTA, Richa; CHAND, Onkar, 2021. Study of Signal Denoising using Kaiser Window and Butterworth Filter. *International Journal of Electronics and Computer Science Engineering*. 2021. Volume 1, no. 3, pp. 1087–1091.
 34. HAN, Tao; ZHANG, Lijuan; PIRBHULAL, Sandeep; WU, Wanqing; DE ALBUQUERQUE, Victor Hugo C., 2019. A novel cluster head selection technique for edge-computing based IoMT systems. *Computer Networks*. July 2019. Volume 158, pp. 114–122. DOI 10.1016/j.comnet.2019.04.021.
 35. HEE, Yew Ho; ISHAK, Mohamad Khairi; ASAARI, Mohd Shahrime Mohd; SEMAN, Mohamad Tarmizi Abu, 2021. Embedded operating system and industrial applications: A review. *Bulletin of Electrical Engineering and Informatics (BEEI)*. Institute of Advanced Engineering and Science (IAES). Volume 10, no. 3. e-ISSN 2302-9285. DOI: <https://doi.org/10.11591/eei.v10i3.2526>.
 36. HUANG, Jingshan; CHEN, Bingiang; YAO, Bin; HE, Wangpeng, 2019. ECG Arrhythmia Classification Using STFT-Based Spectrogram and Convolutional Neural Network. *IEEE Access*. July 2019. Volume 7, pp. 92871–92880. ISSN 2169-3536. DOI 10.1109/ACCESS.2019.2928017.
 37. JAYACHANDRAN, E. S.; PAUL JOSEPH, K.; R. ACHARYA, U., 2010. Analysis of myocardial infarction using discrete wavelet transform. *Journal of Medical Systems*. 2010. Volume 34, no. 6, pp. 985–992. DOI 10.1007/s10916-009-9314-5.
 38. JEPSEN, Jørgen Riis; ZHAO, Zhiwei; VAN LEEUWEN, Wessel M A, 2015. Seafarer fatigue: a review of risk factors, consequences for seafarers' health and safety and options for mitigation. *International maritime health*. Volume 66, no. 2, pp. 106–117. DOI 10.5603/IMH.2015.0024. Available from:

https://journals.viamedica.pl/international_maritime_health/article/view/42447.

39. KARTHIKEYAN, Palanisamy; MURUGAPPAN, M., YAACOB, Sazali, 2012. ECG Signal Denoising Using Wavelet Thresholding Techniques in Human Stress Assessment. *International Journal on Electrical Engineering and Informatics*. July 2012. Volume 4, no. 2, pp. 306–319. [Online] Available from: https://www.researchgate.net/profile/Prof-Murugappan/publication/268437358_ECG_Signal_Denoising_Using_Wavelet_Thresholding_Techniques_in_Human_Stress_Assessment/links/546dc2fa0cf2a7492c56010b/ECG-Signal-Denoising-Using-Wavelet-Thresholding-Techniques-in-Human-Stress-Assessment.pdf. DOI:10.15676/ijeei.2012.4.2.9.
40. KHORRAMI, Hamid; MOAVENIAN, Majid, 2010. A comparative study of DWT, CWT and DCT transformations in ECG arrhythmias classification. *Expert Systems with Applications*. August 2010. Volume 37, no. 8, pp. 5751–5757. DOI 10.1016/j.eswa.2010.02.033.
41. KHOWAJA, Sunder Ali; KHUWAJA, Parus; DEV, Kapal; D'ANIELLO, Giuseppe, 2021. VIRFIM: an AI and Internet of Medical Things-driven framework for healthcare using smart sensors. *Neural Computing and Applications*. September 2021. Volume 35, pp. 16175–16192. DOI 10.1007/s00521-021-06434-4.
42. KRIZHEVSKY, Alex; SUTSKEVER, Ilya; HINTON, Geoffrey E., 2017. ImageNet Classification with Deep Convolutional Neural Networks. *Advances in Neural Information Processing Systems (NIPS)*. 2012. Volume 25, no. 2. DOI [10.1145/3065386](https://doi.org/10.1145/3065386). [Online]. Available from: https://proceedings.neurips.cc/paper_files/paper/2012/file/c399862d3b9d6b76c8436e924a68c45b-Paper.pdf.
43. LAGUNA, P.; JANÉ, R.; CAMINAL, P., 1994. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: validation with the CSE database. *Computers and Biomedical Research*. February 1994, Volume 27, no. 1, pp. 45–60. DOI 10.1006/cbmr.1994.1006. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8004942/>.

- 44.LARSSON, Tore J.; LINDQUIST, Christian, 1992. Traumatic fatalities among Swedish seafarers 1984 – 1988. *Safety Science*. September 1992. Volume 15, no. 3, pp. 173–182. DOI 10.1016/0925-7535(92)90003-I.
- 45.LEPESCHKIN, Eugene; SURAWICZ, Borys, 1952. The Measurement of the Q-T Interval of the Electrocardiogram. *Circulation*. September 1952, Volume 6, no. 3, pp. 378–388. DOI 10.1161/01.cir.6.3.378. Available from: <https://www.ahajournals.org/doi/10.1161/01.CIR.6.3.378>.
- 46.LI, Dujuan; CHEN, Caixia, 2022. Research on exercise fatigue estimation method of Pilates rehabilitation based on ECG and sEMG feature fusion. *BMC Medical Informatics and Decision Making*. March 2022. Volume 22, no. 1, pp. 67. DOI 10.1186/s12911-022-01808-7.
- 47.LI, Hongzu; BOULANGER, Pierre, 2022. Structural Anomalies Detection from Electrocardiogram (ECG) with Spectrogram and Handcrafted Features. *Sensors*, 2022. Volume 22, no. 7, pp. 2467. EISSN 1424-8220. DOI 10.3390/s22072467.
- 48.LIAO, Yuchao; ADEGBIJA, Tosiron; LYSECKY, Roman, 2022. A high-level synthesis approach for precisely-timed, energy-efficient embedded systems. *Sustainable Computing: Informatics and Systems*. September 2022. Volume 35, pp. 100741. DOI 10.1016/j.suscom.2022.100741.
- 49.LIU, Jia; ZHANG, Chi; ZHU, Yongjie; RISTANIEMI, Tapani; PARVIAINEN, Tiina; CONG, Fengyu, 2020. Automated detection and localization system of myocardial infarction in single-beat ECG using Dual-Q TQWT and wavelet packet tensor decomposition. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. February 2020. Volume 184, no. C, p. 105120. DOI 10.1016/j.cmpb.2019.105120.
- 50.LUNA, Ryan; ISLAM, Sheikh Ariful, 2021. Security and Reliability of Safety-Critical RTOS. *SN Computer science*. September 2021. Volume 2, no. 5. DOI 10.1007/s42979-021-00753-y.
- 51.MAGSI, Hina; SODHRO, Ali Hassan; AL-RAKHAMI, Mabrook S.; ZAHID, Noman; PIRBHULAL, Sandeep; WANG, Lei, 2021. A novel adaptive battery-aware algorithm for data transmission in iot-based healthcare applications. *Electronics*. Basel, Switzerland. February 2021. Volume 10, no. 4, pp. 367. DOI 10.3390/electronics10040367.

52. MAITI, Prasenjit; SAHOO, Bibhudatta; TURUK, Ashok Kumar; SATPATHY, Suchismita, 2017. Sensors data collection architecture in the Internet of Mobile Things as a service (IoMTaaS) platform. In: *International conference on I-SMAC (IoT in Social, Mobile, Analytics and Cloud)*. February 2017, pp. 578–582. ISBN 9781509032433. [Online] Available from: https://www.researchgate.net/publication/316923786_Sensors_data_collection_architecture_in_the_Internet_of_Mobile_Things_as_a_service_IoMTaaS_platform.
53. MALGHAN, Pavan G.; KUMAR HOTA, Malaya, 2021. Grasshopper optimization algorithm based improved variational mode decomposition technique for muscle artifact removal in ECG using dynamic time warping. *Biomedical Signal Processing and Control*. December 2021. Volume 73. DOI 10.1016/j.bspc.2021.103437.
54. MALIK, Shahid A.; PARAH, Shabir A.; MALIK, Bilal, 2022. Power line noise and baseline wander removal from ECG signals using empirical mode decomposition and lifting wavelet transform technique. *Health and Technology*. April 2022. Volume 12, no. 1. DOI 10.1007/s12553-022-00662-x.
55. MALMIVUO, Jaakko; PLONSEY, Robert, 1995. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York, Oxford: Oxford University Press, 1995, pp. 1–641. [Online] Available from: <https://www.bem.fi/book/book.pdf>.
56. MANOGARAN, Gunasekaran; CHILAMKURTI, Naveen; HSU, Ching-Hsien, 2018. Emerging trends, issues, and challenges in Internet of Medical Things and wireless networks. *Personal and Ubiquitous Computing*. September 2018. Volume 22, pp. 5–6. DOI [10.1007/s00779-018-1178-6](https://doi.org/10.1007/s00779-018-1178-6)
57. MARKOVA, Valentina; GANCHEV, Todor; KALINKOV, Kalin, 2019. CLAS: A Database for Cognitive Load, Affect and Stress Recognition. In: *2019 – International Conference on Biomedical Innovations and Applications (BIA)*. IEEE. Varna, Bulgaria, 2019. ISBN 9781728147543. DOI [10.1109/BIA48344.2019.8967457](https://doi.org/10.1109/BIA48344.2019.8967457).
58. MAZANDARANI, F. Niknejad; MOHEBBI, M., 2018. Wide complex tachycardia discrimination using dynamic time warping of ECG beats.

- Computer Methods and Programs in Biomedicine*. October 2018. Volume 164, pp. 238–249. DOI 10.1016/j.cmpb.2018.04.009.
59. MCLAUGHLIN, N. B.; CAMPBELL, R. W.; MURRAY, A., 1993. Accuracy of four automatic QT measurement techniques in cardiac patients and healthy subjects. *Heart*. November 1996. Volume 76, no. 5, pp. 422–426. DOI [10.1136/hrt.76.5.422](https://doi.org/10.1136/hrt.76.5.422). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8944588/>.
 60. MCSHARRY, Patrick E.; CLIFFORD, Gari D.; TARASSENKO, Lionel; SMITH, Leonard A., 2003. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. March 2003. Volume 50, no. 3, pp. 289–294. DOI 10.1109/TBME.2003.808805.
 61. MEIJ, S. H.; KLOOTWIJK, P.; ARENDS, J.; ROELANDT, J. R. T. C., 1994. An Algorithm for Automatic Beat-to-Beat measurement of the QT-interval. In: *Computers in Cardiology*. Bethesda, MD, USA: 1994, ISBN 0-8186-6570-X. DOI: [10.1109/CIC.1994.470121](https://doi.org/10.1109/CIC.1994.470121). Available from: <https://ieeexplore.ieee.org/document/470121>.
 62. MEJIA, Jose M. Ruiz; RAWAL, Atul; RAWAT, Danda B., 2022. Finite State Automata for Real-Time Health Electronic Record Update: A survey. In: *2022 – IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC)*. DOI [10.1109/GHTC55712.2022.9911007](https://doi.org/10.1109/GHTC55712.2022.9911007).
 63. MELLO, Roger G. T.; OLIVEIRA, Liliam F.; NADAL, Jurandir, 2007. Digital Butterworth filter for subtracting noise from low magnitude surface electromyogram. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. July 2007. Volume 87, no. 1, pp. 28–35. DOI 10.1016/j.cmpb.2007.04.004.
 64. MERA, Alejandro; CHEN, Yi Hui; SUN, Ruimin; KIRDA, Engin; LU, Long, 2022. D-Box: DMA-enabled Compartmentalization for Embedded Applications. In: *Network and Distributed Systems Security (NDSS): Symposium 2022. Cryptography and Security*. January 2022. DOI 10.14722/ndss.2022.24053.
 65. MERDJANOVSKA, Elena; RASHKOVSKA, Aleksandra, 2022. Comprehensive survey of computational ECG analysis: Databases, methods and applications. *Expert Systems with Applications. An International Journal*. October 2022. Volume 203, no. 1, pp. 117206. DOI <https://doi.org/10.1016/j.eswa.2022.117206>.

66. MILON, Mahamudul Hassan, 2017. Comparison on Fourier and Wavelet Transformation for an ECG Signal. *American Journal of Engineering Research (AJER)*. 2017. Volume 6, no. 8, pp. 1–7. e-ISSN 2320-0847. [Online] www.ajer.org.
67. MOODY, George B.; MULDROW, Warren K.; MARK, Roger G., 1984. A noise stress test for arrhythmia detectors. *IEEE – Computers in Cardiology*. Massachusetts Institute of Technology. Cambridge, Massachusetts, Beth Israel Hospital, Boston, USA, 1984, pp. 381–384. Available from: <https://ecg.mit.edu/george/publications/nst-cinc-1984.pdf>.
68. MORAES, J. C. T. B.; VIANA, S. S., 1997. A new automatic method to estimate the QT interval from the electrographic signal. *Computers in Cardiology*. September 1997, Volume 24, pp. 493–496. DOI [10.1109/CIC.1997.647942](https://doi.org/10.1109/CIC.1997.647942). Available from: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/647942>.
69. MOSS, Arthur J., 1993. Measurement of the QT Interval and the Risk Associated with QTC Interval Prolongation: A Review. *The American Journal of Cardiology*. Volume 72, no. 6, August, pp. 23B–25B. DOI [10.1016/0002-9149\(93\)90036-c](https://doi.org/10.1016/0002-9149(93)90036-c). Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8256751/>.
70. NICHOLS, Melanie; TOWNSEND, Nick; SCARBOROUGH, Peter; RAYNER, Mike, 2013. Cardiovascular disease in Europe: epidemiological update. *European Heart Journal*. Volume 34, no. 39, 14 October 2013, pp. 3028–3034. DOI [10.1093/eurheartj/eh356](https://doi.org/10.1093/eurheartj/eh356). Available from: <https://academic.oup.com/eurheartj/article/34/39/3028/506204> [Viewed 2023-01-24].
71. OHMUTA, Takao; MITSUI, Kazuyuki; SHIBATA, Nitaro, 2020. ECG QT-I nterval Measurement using wavelet Transformation. *Sensors*. Switzerland, 2020. Volume 20, no. 16, pp. 4578. DOI [10.3390/s20164578](https://doi.org/10.3390/s20164578).
72. OLDENBURG, Marcus, 2014. Risk of cardiovascular diseases in seafarers. *International maritime health*. Volume 65, no. 2, pp. 53–57. DOI [10.5603/IMH.2014.0012](https://doi.org/10.5603/IMH.2014.0012). [Online] PubMed. National Library of Medicine. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25231325/>.
73. OLDENBURG, Marcus; BAUR, Xaver; SCHLAICH, Clara, 2010. Cardiovascular diseases in modern maritime industry. *International*

- maritime health*. Volume 62, no. 3, pp. 101–106. [Online] PubMed. National Library of Medicine. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21154295/>.
74. OLDENBURG, Marcus; JENSEN, Hans-Joachim; LATZA, Ute; BAUR, Xaver, 2008. Coronary risks among seafarers aboard German-flagged ships. *International Archives of Occupational and Environmental Health*. Volume 81, no. 6, pp. 735–741. DOI 10.1007/s00420-007-0261-5. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00420-007-0261-5>.
 75. OLDENBURG, Marcus; RIEGER, Jan; SEVENICH, Christoph; HARTH, Volker, 2014. Nautical officers at sea: emergency experience and need for medical training. *Journal of Occupational Medicine and Toxicology*. Volume 9, no. 19, pp. 1–6. DOI 10.1186/1745-6673-9-19. [Online] 3 May 2014. Available from: <https://link.springer.com/article/10.1186/1745-6673-9-19>.
 76. PAN, Jiapu; TOMPKINS, Willis J., 1985. A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE – Transactions on Biomedical Engineering*. Volume BME-32, no. 3, March 1985, pp. 230–236. DOI 10.1109/TBME.1985.325532. Available from: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/4122029>.
 77. PHAN, Duc Tri; NGUYEN, Cong Hoan; NGUYEN, Thuy Dung Pham; TRAN, Le Hai; PARK, Sumin; CHOI, Jaeyeop; LEE, Byeong-il; OH, Junghwan, 2022. A Flexible, Wearable, and Wireless Biosensor Patch with Internet of Medical Things Applications. *Biosensors*. February 2022. Volume 12, no. 3, pp. 139. DOI 10.3390/bios12030139.
 78. POUGNET, Richard; POUGNET, Laurence; LODDÉ, Brice Loddé; CANALS-POL, Maria Luisa; JEGADEN, Dominique; LUKAS, David; DEWITTE, Jean-Dominique, 2013. Cardiovascular risk factors in seamen and fishermen: review of literature. *International maritime health*. Volume 64, no. 3, pp. 107–113. [Online] PubMed. National Library of Medicine. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24072535/>.
 79. PRAKASH, M. Bhanu; SOWMYA, V.; GOPALAKRISHNAN, E.A.; SOMAN, K. P., 2021. Noise Reduction of ECG using Chebyshev filter and Classification using Machine Learning Algorithms. In: *2021 – International Conference on Computing, Communication and Intelligent*

- Systems (ICCCIS)*. 19–20 February 2021, Greater Noida, India. IEEE, 2021. DOI 10.1109/ICCCIS51004.2021.9397163.
80. RACHMAN, Rizki Aulia; NUGRAHA, Priyambada Cahya; WISANA, I. Dewa Gede Hari, 2021. Development of a Low-Cost and Efficient ECG devices with IIR Digital Filter Design. *Indonesian Journal of electronics, electromedical engineering, and medical informatics (IJEEEMI)*. February 2021. Volume 3, no. 1, pp. 21–28. DOI 10.35882/ijeeemi.v3i1.4.
 81. RAMADHAN, Lavanna Indanus; SYAUQY, Dahnial; PRASETIO, Barlian Henryranu, 2017. Sistem Pendeteksi Kebocoran Gas LPG Menggunakan Metode Fuzzy yang Diimplementasikan dengan Real Time Operating System (RTOS). *Jurnal pengembangan Teknologi informasi dan ilmu komputer (J-PTIHK)*. November 2017. Volume 1, no. 11, pp. 1206–1213. [Online] Available from: <https://j-ptiik.ub.ac.id/index.php/j-ptiik/article/view/397>.
 82. RASOOL, Raihan Ur; AHMAD, Hafiz Farooq; RAFIQUE, Wajid; QAYYUM, Adnan; QADIR Junaid, 2022. Security and privacy of internet of medical things: A contemporary review in the age of surveillance, botnets, and adversarial ML. *Journal of Network and Computer Applications*. Volume 201, May 2022, pp. 103332. DOI <https://doi.org/10.1016/j.jnca.2022.103332>.
 83. RASTOGI, Nidhi; MEHRA, Rajesh, 2013. Analysis of Butterworth and Chebyshev Filters for ECG Denoising Using Wavelets. *IOSR Journal of Electronics and Communication Engineering (IOSR – JECE)*. 2013. Volume 6, no. 6, pp. 37–44. DOI [10.9790/2834-0663744](https://doi.org/10.9790/2834-0663744).
 84. RAZDAN, Sahshanu; SHARMA, Sachin, 2021. Internet of Medical Things (IoMT): Overview, Emerging Technologies, and Case Studies. *IETE Technical Review*. May 2021. Volume 39, no. 4. DOI [10.1080/02564602.2021.1927863](https://doi.org/10.1080/02564602.2021.1927863).
 85. ROBERTS, Stephen E.; JAREMIN, Bogdan, 2010. Cardiovascular disease mortality in British merchant shipping and among British seafarers ashore in Britain. *International maritime health*. Volume 62, no. 3, pp. 107–116.
 86. SAEED, Maryam; MÄRTENS, Olev; LARRAS, Benoit; FRAPPÉ, Antoine; JOHN, Deepu; CARDIFF, Barry, 2022. Event-Driven ECG Classification using Functional Approximation and Chebyshev

- Polynomials. In: 2022 – *IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference: Intelligent Biomedical Systems for a Better Future, Proceedings (BioCAS)*. 13–15 October 2022, Taipei, Taiwan. DOI 10.1109/BioCAS54905.2022.9948612.
- 87.SAINI, Sanjeev Kumar; GUPTA, Rashmi, 2022. Artificial intelligence methods for analysis of electrocardiogram signals for cardiac abnormalities: state-of-the-art and future challenges. *Artificial Intelligence Review*. 2022. Volume 55, no. 2, pp. 1519–1565. DOI 10.1007/s10462-021-09999-7.
 - 88.SEDGHAMIZ, Hooman, 2014. *Matlab Implementation of Pan Tompkins ECG QRS Detector*. [Online] 11 March 2014. DOI 10.13140/RG.2.2.14202.59841. Available from: https://www.researchgate.net/publication/313673153_Matlab_Implementation_of_Pan_Tompkins_ECG_QRS_detector.
 - 89.SEDGHAMIZ, Hooman; SANTONOCITO, Daniele, 2015. Unsupervised Detection and Classification of Motor Unit Action Potentials in Intramuscular Electromyography Signals. In: *The 5th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering*. November 2015. ISBN 9781467375450. DOI 10.1109/EHB.2015.7391510.
 - 90.SHEMI, P. M.; SHAREENA, E. M., 2016. Analysis of ECG Signal Denoising Using Discrete Wavelet Transform. In: *2nd IEEE International Conference on Engineering and Technology (ICETECH – 2016)*. 17–18 March 2016. ISBN 9781467399166. DOI 10.1109/ICETECH.2016.7569341.
 - 91.SHORTEN, G. P.; BURKE, M. J., 2014. Use of dynamic time warping for accurate ECG signal timing characterization. *Journal of Medical Engineering and Technology*. May 2014. Volume 38, no. 4, pp. 188–201. DOI 10.3109/03091902.2014.902514. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24758391/>.
 - 92.SINHA, Nabanita; DAS, Arpita, 2021. Discrimination of Life-Threatening Arrhythmias Using Singular Value, Harmonic Phase Distribution, and Dynamic Time Warping of ECG Signals. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*. Volume 70. DOI 10.1109/TIM.2020.3045190.
 - 93.SIVKOV, Yordan A., 2017. Building maritime data hub by using the Arduino IoT platform. In: *18th Annual General Assembly of the*

International Association of Maritime Universities – Global Perspectives in MET: Towards Sustainable, Green and Integrated Maritime Transport. IAMU 2017. Varna, Bulgaria, Volume 1, pp. 533–540. ISBN 978-954-8991-95-7.

94. SIVKOV, Yordan, 2019. Information system for collection, processing and presentation of data from sensor nodes. In: *16th Conference on Electrical Machines, Drives and Power Systems (ELMA). Proceedings.* Varna, Bulgaria, 2019. DOI 10.1109/ELMA.2019.8771493.
95. SØRENSEN, J. S.; JOHANNESSEN, L.; GROVE, U. S. L.; LUNDHUS, K.; COUDERC, J.-P.; GRAFF, C., 2010. A Comparison of IIR and Wavelet Filtering for Noise Reduction of the ECG. *Computing in Cardiology*. September 2010. Volume 37, pp. 489–492. *PubMed Central*. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3134259/>.
96. STEIN, Jonathan (Y), 2000. *Digital Signal Processing: A Computer Science Perspective*. A Wiley-Interscience Publication. New York: John Wiley & Sons, Inc., 2000, pp. 1–859. ISBN 0-471-29546-9. [Online] Available from: http://firasaboulatif.free.fr/index_files/gaidaa%20book/Digital%20Signal%20Processing/digital_signal_processing--computer_science_perspective_2nd_ed.pdf.
97. SUNDARASEKAR, Revathi; THANJAIVADIVEL, M.; MANOGARAN, Gunasekaran; KUMAR, Priyan Malarvizhi; VARATHARAJAN, R.; CHILAMKURTI, Naveen; HSU, Ching-Hsien, 2018. Internet of Things with Maximal Overlap Discrete Wavelet Transform for Remote Health Monitoring of Abnormal ECG Signals. *Journal of Medical Systems*. October 2018. Volume 42, no. 11. DOI 10.1007/s10916-018-1093-4.
98. SWAYAMSIDDHA, Swati; MOHANTY, Chandana, 2020. Application of cognitive Internet of Medical Things for COVID-19 pandemic. *Elsevier – PubMed Central COVID-19 Collection*. September–October 2020. Volume 14, no. 5, pp. 911–915. DOI 10.1016/j.dsx.2020.06.014.
99. THAMILARASU, Geethapriya; ODESILE, Adedayo; HOANG, Andrew, 2020. An intrusion detection system for internet of medical things. *IEEE Access*. September 2020. Volume 8, pp. 181560–181576. ISSN 2169-3536. DOI 10.1109/ACCESS.2020.3026260.

100. TÔN, Long-Phuoc; LÊ, Lam-Son; NGUYEN, Minh-Son, 2021. Micraspis: A Computer-Aided Proposal Toward Programming and Architecting Smart IoT Wearables. *IEEE Access*. July 2021. Volume 9, pp. 105393–105408. E-ISSN 2169-3536. DOI 10.1109/ACCESS.2021.3096749.
101. TSENG, Li Ming; CHUANG, Cheng-Yen; CHUA, Su-Kiat; TSENG, Vincent S., 2022. Identification of Coronary Culprit Lesion in ST Elevation Myocardial Infarction by Using Deep Learning. *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*. December 2022. Volume 8, no. 11, pp. 70–79. DOI 10.1109/JTEHM.2022.3227204.
102. UMA, A.; KALPANA, P., 2021. Area efficient folded undecimator based ECG detector. *Scientific Reports*. February 2021. Volume 11, no. 1, pp. 3756–3756. DOI 10.1038/s41598-021-82231-2.
103. VETTERLI, Martin; KOVAČEVIĆ, Jelena, 1995. *Wavelets and Subband Coding*. University of California at Berkeley. Englewood Cliffs, New Jersey: Prentice Hall PTR, 1995, pp. 1–521.
104. VIJENDRA, V.; KULKARNI, Meghana, 2016. ECG signal filtering using DWT haar wavelets coefficient techniques. In: *1st International Conference on Emerging Trends in Engineering, Technology and Science (ICETETS). Proceedings*. Pudukkottai, India, 24–26 February 2016. DOI 10.1109/ICETETS.2016.7603040.
105. VULLINGS, H.; VERHAEGEN, M.; VERBRUGGEN, H., 1997. ECG Segmentation Using Time-Warping. TLDR. A method to segment the electrocardiogram (ECG) using time-warping, a technique commonly used in speech recognition, to cut the ECG into distinct periods (R-R interval). *Advances in Intelligent Data Analysis*. August 1997, pp. 275–285. DOI 10.1007/BFb0052847.
106. XIN, Yang; KONG, Lingshuang; LIU, Zhi; WANG, Chunhua; ZHU, Hongliang; GAO, Mingcheng; ZHAO, Chensu; XU, Xiaoke, 2018. Multimodal Feature-Level Fusion for Biometrics Identification System on IoMT Platform. *IEEE Access*. March 2018. Volume 6, pp. 21418–21426. DOI 10.1109/ACCESS.2018.2815540.
107. XUE, Qiuzhen; REDDY, Shankara, 1998. Algorithms for Computerized QT Analysis. *Journal of Electrocardiology*. Volume 30,

- supplement 1, pp. 181–186. DOI [https://doi.org/10.1016/S0022-0736\(98\)80072-1](https://doi.org/10.1016/S0022-0736(98)80072-1).
108. YADAV, Om Prakash; RAY, Shashwati, 2019-a. ECG Signal Characterization Using Lagrange-Chebyshev Polynomials. *Radioelectronics and Communications Systems*. April 2019. Volume 62, no. 2, pp. 72–85. DOI 10.3103/S0735272719020031.
 109. YADAV, Om Prakash; RAY, Shashwati, 2019-b. An Efficient ECG Approximation using Chebyshev polynomial interpolation. *International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering (IJITEE)*. January 2019. Volume 8, no. 3, pp. 16–22. ISSN 2278-3075. [Online] Available from: <https://www.ijitee.org/wp-content/uploads/papers/v8i3/B2550128218.pdf>.
 110. YADAV, Om Prakash; RAY, Shashwati, 2021. A novel method of preprocessing and modeling ECG signals with Lagrange–Chebyshev interpolating polynomials. *International Journal of System Assurance Engineering and Management, Springer*. The Society for Reliability, Engineering Quality and Operations Management (SREQOM), India. Division of Operation and Maintenance, Lulea University of Technology, Sweden. June 2021. Volume 12, no. 3, pp. 377–390. DOI 10.1007/s13198-021-01077-z.
 111. YOUSOFVAND, Leila; FATHI, Abdolhossein; ABDALI-MOHAMMADI, Fardin, 2019. Person identification using ECG signal’s symbolic representation and dynamic time warping adaptation. *Signal, Image and Video Processing*. March 2019. Volume 13, no. 2. DOI 10.1007/s11760-018-1351-4.
 112. YU, Sung-Nien; CHEN, Ying-Hsiang, 2007. Electrocardiogram beat classification based on wavelet transformation and probabilistic neural network. *Pattern Recognition Letters*. July 2007. Volume 28, no. 10, pp. 1142–1150. DOI 10.1016/j.patrec.2007.01.017.
 113. YUAN, Benchi; CHEN, Xiangning; CAO, Shuai, 2022. Survey and Compare of Some Embedded Operation Systems for the Internet of Things. In: *2022: 7th International Conference on Computer and Communication Systems (ICCCS)*. April 2022. DOI 10.1109/ICCCS55155.2022.9846440.
 114. ZARZOSO, Vicente; PHLIPO, Ronald; MESTE, Olivier; COMON, Pierre, 2009. Signal Extraction in Multisensor Biomedical

Recordings. *Advances in Biomedical Engineering*. 2009, pp. 95–143. DOI <https://doi.org/10.1016/B978-0-444-53075-2.00003-4>. Available from:

<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/B9780444530752000034>.

115. ZHAO, Zhidong; ZHANG, Yefei, 2018. SQI quality evaluation mechanism of single-lead ECG signal based on simple heuristic fusion and fuzzy comprehensive evaluation. *Frontiers in Physiology*. University College London, United Kingdom. June 2018. Volume 9, pp. 727. DOI 10.3389/fphys.2018.00727.