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

АВТОРЕФЕРАТ

НА

ДИСЕРТАЦИОНЕН ТРУД

за придобиване на образователна и научна степен

„ДОКТОР“
Професионално направление:
Комуникационна и компютърна техника
Докторска програма:
Автоматизиране системи за обработка на информацията и управление

Научен ръководител:
Капитан III ранг професор доктор Йордан Атанасов Сивков

Варна - 2023

Защитата на дисертационния труд ще се състои на ……от …….ч. в зала ..... на ВВМУ „Н. Й. Вапцаров“. Рецензиите, становищата на членовете на научното жури и авторефератът са публикувани в сайта на Училището, www.naval-acad.bg.

Материалите по защитата са на разположение на интересуващите се в факултет „Навигационен“, катедра „Електроника“. Адрес: Варна, ул. „Васил Друмев“ №73

ОБЩА ХАРАКТЕРИСТИКА НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД

Въведение

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

Мотиви

- наличните проблеми при изграждането на система за постоянно наблюдение на биомедицинските параметри на човешкото тяло, особено в области на индустрията, където достъпа до медицинска помощ са силно ограничени.
- захранване на съвременните технологични решения от вида интернет на нещата и изкуствен интелект 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

Цели и задачи на дисертационния труд

Изследване на възможностите за автоматизиране на алгоритмите за обработка на медицинска информация за здравословното състояние на морски лица.

Средствата**,** с които се постига целта, 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.

За постигане на целта са решени следните задачи:

- ✓ Анализ на най-рисковите области по отношение на здравословното състояние на морския състав и разглеждане на съществуващите алгоритми за обработка на данните във тях.
- ✓ Синтезиране на модел за събиране и обработка на медицински данни на морски лица в работна среда.
- ✓ Изследване на създадения модел и оценка на неговите възможности.
- ✓ Създаване на прототип на елемент от системата за събиране и обработка на медицински данни.
- ✓ Верифициране на възможностите за събиране и анализ на данни от ЕКГ сигнал в условията на корабните платформи чрез експеримент в контролни условия.

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.

Научна новост

Предложен е 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 с 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.

Реализация на работа и апробация

Приложността на дисертация се открива в центъра за компетентности „КВАЗАР“

Структура и обем на дисертацията

Дисертационния труд съдържа 115 страници, включително 15 таблици, 32 фигури. Цитирани са 144 литературни източника, от които 143 чуждоезикови, 1 на български.

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

Брой на публикациите по дисертацията – 3

Основните резултати са представени и публикувани в конференции:

1. ATANASOV, V. and SIVKOV, Y., 2019. Application of a sensor network to measure the characteristics of the human body in shipping. In: *Proceedings of the International Conference on Biomedical Innovations and Applications, BIA 2019*. 2019. ISBN 9781728147543. DOI 10.1109/BIA48344.2019.8967470.
2. ATANASOV, V. and SIVKOV, Y., 2020. Data fusion for IoMT in shiping. In: *2020 21st International Symposium on Electrical Apparatus and Technologies, SIELA 2020 - Proceedings*. 2020. ISBN 9781728143460. DOI 10.1109/SIELA49118.2020.9167126.
3. ATANASOV, V.,2023. Application of convolutional neural networks and signal processing techniques to identify and filter noise from ECG signals. In: 2023 18-th International Conference on electrical machines, drives and power systems, ELMA 2023 – Под печат

СЪДЪРЖАНИЕ НА ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД

1 Глава първа – Текущо състояние на предмета на дисертационния труд.

В глава първа се извършва анализ на проблема свързани с решаване на поставената цел.

Сърдечно-съдовите заболявания (ССЗ) са водеща причина за смърт в Европа, причинявайки смъртта на 4.1 милиона души годишно. Рисковите фактори включват възраст, пол, наличие на роднини със ССЗ и генетично предразположение, както и високо кръвно налягане, висок холестерол, захарен диабет, тютюнопушене, затлъстяване, обездвижване и стрес. Моряците също са подложени на риск от ССЗ поради условията на работа и живот, включително отдалечаването от семейството, нестандартния работен график, хроничната умора и несъответствие на дневния режим. Неинвазивните методи за изследване на сърдечната функция включват електрокардиограма, измерване на кръвното налягане и пулса.

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

1.1 Електрокардиограма.

Първото измерване на електрическата активност на сърцето и регистрирането на електрокардиограмата (ЕКГ) се дължи на Willem Einthoven, който за това получава Нобелова награда през 1924 година. ЕКГ е най-използваният метод за диагностика на сърдечно-съдови заболявания (ССЗ). В практиката се използват стандартните 12-канални отвеждания, чрез разполагане на 9 електрода, които образуват съответните отвеждания.

Сърцето се разделя условно на две предсърдия и две камери - ляво и дясно. ЕКГ сигналът отразява разпространението на електрическите потенциали през предсърдията и вентрикулите по време на сърдечния цикъл. ЕКГ съдържа три основни вълни - P, QRS и T, които съответстват на различни фази на възбуждането (деполяризацията) на сърдечния мускул.

Сърдечният цикъл започва с P-вълната, която представлява възбуждането на предсърдията. След нея следва QRS комплексът, който отразява периода на камерна деполяризация. T-вълната се отнася за камерната реполяризация. Между всеки два сърдечни цикъла има базова линия.

Анализът на ЕКГ интервалите е важен, защото те могат да бъдат индикатор за наличието на определени кардиологични състояния. Времето между две точки на ЕКГ се нарича интервал. Някои от важните интервали включват PQ-интервала, QT-интервала, ST сегмента и продължителността на QRS комплекса.

QT-интервалът е от особена важност и представлява времето между началото на QRS комплекса и края на T вълната. Той отразява продължителността на електрическата активност във вентрикулите при един сърдечен цикъл. QT-интервалът може да варира в зависимост от избора на ЕКГ отвеждане и сърдечния ритъм. Затова се използва коригираният QT или QTc интервал, който се коригира спрямо сърдечния ритъм.

Синдромът на дългия QT-интервал (LQTS) е сериозно състояние, при което QTc-интервалът има продължителност извън нормалния диапазон. Това може да доведе до опасни аритмии и представлява висок риск за развитие на фатални сърдечни проблеми.

PR-интервалът представлява времето между началото на P-вълната и началото на QRS комплекса, а QRS продължителността отразява продължителността на камерната деполяризация.

Измерването и анализът на ЕКГ интервалите имат голямо значение в кардиологията, тъй като могат да бъдат индикатори за наличието на определени сърдечно-съдови заболявания и рискове за здравето на пациентите.

1.2 Ръчно разчитане на електрокардиограма.

Разчитането на електрокардиограмата (ЕКГ) изисква специалисти с медицинско образование или хора със специфични умения. Обичайно се използва милиметрова хартия за принтиране на ЕКГ сигнала. Процесът на разчитане включва няколко стъпки, като установяване на пациента и датата на записа, преглед на амплитудата, определяне на ритъма, сърдечната честота, електрическата ос и напрежението, както и разглеждане на отделните отвеждания. Разчитането на ЕКГ изисква внимание и концентрация, тъй като трябва да се открият всички елементи на P-QRS-T комплекса.

Дори при ръчното разчитане, специалистите се подпомагат с информация от алгоритми за автоматично разчитане, особено за определяне на сърдечния ритъм. Въпреки това, ако се изисква голямо количество данни, ръчното разчитане може да бъде трудоемко.

1.3 Автоматично разчитане на електрокардиограма.

Алгоритмите прилагани за автоматично откриване и измерване на вълните в ЕКГ сигнала са само в помощ на медицинския персонал, който разчита ръчно електрокардиограмата, но откриват 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 без или с минимална намеса на човешка работа. Невъзможността да се отдели толкова голяма количество човешка сила е наложило 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. Някой 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. Първи етап е откриването на пика в QRS комплекса.

1.3.1 Алгоритъм на Пан и Томпкинс.

Изследването представя подхода на алгоритъма на Пан и Томпкинс за откриване на QRS комплекса в ЕКГ сигнал. Алгоритъмът включва филтриране на сигнала, диференциране, повдигане на квадрат, използване на плъзгащ се интегриращ прозорец и прилагане на прагов метод за откриване на пиковете в QRS комплекса.

Въпреки че алгоритъмът на Пан и Томпкинс е широко използван, той има някои недостатъци, свързани с избора на стойностите на прага и ширината на интегриращия прозорец, което може да доведе до откриване на лъжливи QRS комплекси или пропускане на такива. За да се решат тези проблеми, предлагат се самообучаващи се системи за определяне на прага и ширината на прозореца при дългосрочни ЕКГ записи.

1.3.2 Прагов метод.

След откриването на QRS комплекса, се извършва откриване на другите основни вълни, като се търсят точките Q и S. За това се използва предварително определен праг. След това се определят върховете на T и P вълните, като се търсят по максимална амплитуда спрямо точките Q и J. Алтернативен подход е използването на шаблони за съвпадение.

За определяне на края на T вълната се прилага прагов метод или тангенциален метод. При праговия метод прагът се прилага върху ЕКГ сигнала или върху производната функция от него. Ефективността на метода зависи от избора на стойността на прага. Тангенциалният метод използва точката на пресичане между изоелектричната базова линия и тангентата към падащия фронт на T вълната, но зависи от амплитудата на T вълната.

Изследването подчертава някои предимства и недостатъци на различните методи за откриване на QRS комплекса и определяне на края на T вълната в ЕКГ сигнала, които трябва да бъдат взети предвид при анализа на отделни 10-секундни ЕКГ записи.

В допълнени на разглежданите различни методи за откриване на QRS комплекса и определяне на края на Т вълната в ЕКГ сигнала. Представените методи включват тангенциален метод, метод на съвпадение с шаблони и Multiresolution Teager energy operator (MTEO).

1.3.3 Тангенциален метод.

Тангенциалният метод се базира на пресичането между изоелектричната базова линия и тангентата към падащия фронт на Т вълната. Въпреки това, основният недостатък на този метод е зависимостта от амплитудата на Т вълната, което може да доведе до грешки в определянето на края й. За преодоляване на тази проблема, предложената корекция с нелинеен коефициент свързва амплитудата на Т вълната с точката на пресичане.

1.3.4 Метод на съвпадение с шаблони (Template matching).

Методът на съвпадение с шаблони използва динамичното изкривяване на времето (DTW) за сравняване на шаблони с ЕКГ сигнала. След ръчното извличане на един цикъл и създаването на шаблон, DTW се използва за сравняване на шаблона с всеки пик в ЕКГ сигнала. Този метод позволява определянето на точките на начало и изместване на Р вълната, QRS комплекса и Т вълната.

1.3.5 Multiresolution Teager energy operator (MTEO).

MTEO е времево-честотен анализ, който използва Teager energy operator (TEO). MTEO разделя сигнала на множества от TEO, като параметърът на закъснение се настройва за чувствителност към определени честоти. Този метод се използва за откриване на P-QRS-T комплекса, като се изчислява MTEO, дефинира се базовата линия и се откриват върховете и минимумите на вълните.

Изследването представя различни методи за откриване на QRS комплекса и определяне на края на Т вълната в ЕКГ сигнала. Всяка методика има своите предимства и недостатъци.

1.4 Съпоставка на двата метода

Ръчното разчитане на електрокардиограмата (ЕКГ) е традиционният подход за анализиране на сърдечната активност, но с нарастването на автоматизираните методи се интересуваме от техните предимства и недостатъци. Автоматичното разчитане на ЕКГ предлага повишена последователност, ефективност и точност, като изключва човешката грешка и е по-бързо при обработка на големи обеми от данни. Въпреки това, автоматизираният анализ може да пропусне клиничната преценка и изисква валидиране на алгоритмите за гарантиране на тяхната точност. Специфичният клиничен контекст и изискванията на анализа трябва да бъдат взети предвид при избора между ръчния и автоматизирания подход, като се гарантира валидиран и подходящ метод за поставената задача.

1.5 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 добиване на информация за честотно-времевите характеристики. Съществуват няколко подходя за доставяне на такава информация. Несъмнено правото преобразуване на Фурие е неразделна част при обработката на сигналите.

1.5.1 Преобразуване на Фурие.

Преобразуването на Фурие и кратковременното преобразуване на Фурие (STFT). Преобразуването на Фурие представя честотния спектър на сигнала и се използва за анализ на стационарни сигнали. Недостатъкът на този метод е, че не предоставя информация за времето в сигнала. За да се анализират нестационарни сигнали, като например ЕКГ, се използва STFT, която включва локализация на времето чрез разделяне на сигнала на малки "подсигнали" и прилагане на преобразуване на Фурие върху тях. Това позволява съвместно времево-честотно описание на сигнала. Прозоречната функция, често Гаусова, се използва за разделяне на сигнала на подсигнали. STFT предоставя спектрографа, която показва как спектърът на сигнала се променя с времето и позволява локализиране на характеристиките във времевата и честотната област на сигнала.

1.5.2 Уейвлет преобуване.

Уейвлет анализът е метод за измерване на сходството между уейвлет форми и даден сигнал чрез използване на уейвлет трансформация. Тази трансформация се осъществява чрез сравняване на уейвлет формата с части от сигнала и изчисляване на мярката за сходство между тях. Процесът се повтаря за целия сигнал, като се променят параметрите на уейвлет формата. Резултатът от уейвлет трансформацията е редица уейвлет коефициенти, които описват свойствата на времевата скала на сигнала. Непрекъснатата уейвлет трансформация използва непрекъснати скали и транслации, докато дискретната уейвлет трансформация използва само диадични скали и отмествания. Дискретната уейвлет трансформация предоставя по-ефективно представяне на сигнала, като същевременно запазва възможността за реконструкция на сигнала от коефициентите на трансформацията.

Алгоритъмът за дискретно уейвлет преобразуване (DWT) е ефективен метод за обработка на дискретни сигнали. Той се базира на спрегнати огледални филтри, които са специално проектирани двойки нискочестотни и високочестотни FIR филтри. Тези филтри позволяват разложението на сигнала на представителни коефициенти и последващата идеална реконструкция от тези коефициенти. Условията, които трябва да бъдат изпълнени от високочестотния филтър, гарантират нулева средна стойност и единична енергия на неговата импулсна характеристика, както и ортогоналност спрямо равномерните му смени. Нискочестотният филтър има сходни условия, с изключение на изискването за ненулева средна стойност на импулсната си характеристика. Двата филтъра са взаимно ортогонални и могат да бъдат изразени чрез специфични формули. Алгоритъмът DWT може да бъде изчислен с помощта на многоскоростна филтърна банка, която включва паралелно филтриране на сигнала и последователни операции за намаляване на дискретизацията. Това позволява ефективно изчисление на DWT коефициентите за даден сигнал в различни мащаби. Тази структура е използвана в областта на компресията на данни.

1.6 Изводи и цели.

От така направения литературен обзор на съвременното състояние на основните причини за заболяване и смърт в 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 бъдат направени следните изводи:

1. Морските лица попадат в рисковите групи при ССЗ и са налице притеснителен брой случай на заболяване и смърт в представителни статистически извадки.
2. Постоянният мониторинг и анализът на текущите параметри на човешкото тяло може да доведе до превенция и предварително откриване на патологични състояния.
3. Електрокардиограмата представлява най-често срещания 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 бъдат индикатор за присъствие на определено кардиологични 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 при телемедицина.
6. Налице са множество от математически модели за автоматичен анализ и извличане на P-QRS-T комплекса от ЕКГ сигнала, като всяка от тях има своите ограничения, предимства и недостатъци.
7. Направен е обзор на методите за представяне и извличане на честотно, честотно-времевите характеристики на ЕКГ сигнала от теорията на сигналите, като те отговарят на изискванията и са приложими в обработката на сигнала.

2 Глава втора - Модел на архитектура и алгоритъм на система за добиване, предаване, анализ и съхранение на данните от биомедицински и биометрични сензори.

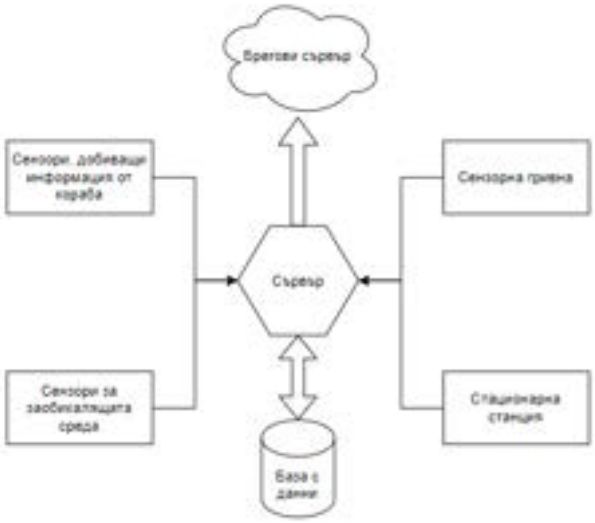
Във втора глава се представя концепцията за Internet of Medical Things (IoMT) и се предлага архитектурен модел, специфичен за кораби и плавателни платформи. В съответствие с тази концепция, електронните устройства, които проследяват биомедицински или биометрични параметри на човека, се разглеждат като част от множество разнообразни електронни средства и се обработват като такива. Предложеният модел е базиран на сървърно центричния подход и събира и обработва информация от различни сензори. Основният сървър е разположен на кораба, а комуникацията към брега е ограничена поради високите разходи на сателитната комуникация в посока кораб-бряг. За гарантиране на надеждността на данните се използва дублиране на информационните масиви, а при нахождане на кораба в пристанище и използване на различен комуникационен канал, сървърът за съхранение на информацията може да бъде прехвърлен. Предаването на данни за жизнените показатели на екипажа се осъществява чрез сателитни комуникации в случаи на медицинска помощ.

2.1 Източници на информация.

Източниците на информация в системата за IoMT включват стационарна станция, преносимо сензорно устройство (сензорна гривна), устройство за оценка на средата и устройство за предоставяне на географска информация. Стационарната станция събира биомедицински данни като ЕКГ, сатурация, респираторна честота, кръвно налягане, температура на тялото и съпротивление на кожата. Тези данни се използват за мониторинг на здравето на екипажа на кораба. Преносимата сензорна гривна измерва движението, сърдечния ритъм и температурата на тялото. Тя осигурява непрекъснато наблюдение на важни параметри на човешкото тяло и предава данните към безжични концентратори в помещенията на кораба. Устройството за оценка на средата измерва температурата, влажността, нивото на шума, качеството на въздуха, бордовото клатене и вибрациите, като също действа като безжичен концентратор за сензорната гривна. Информацията за географското местоположение и движението на кораба се предоставя от устройство, което също играе ролята на безжичен концентратор. Личният дневник допълва автоматичните данни, като позволява екипажът да въвежда информация за емоционалното състояние, консумацията на храна и течности. Системата е проектирана да предоставя ранно откриване на здравословни проблеми, навременни интервенции и предотвратяване на развитието на сериозни здравословни състояния. Освен това, тя може да предостави ценни данни за изследователски цели, което допринася за по-добро разбиране на въздействието на околната среда върху здравето и благосъстоянието на хората.

2.2 Архитектурен модел.

Фигура 1 представя архитектурен модел за система, която събира и обработва данни от различни източници. Моделът използва блокова схема, която демонстрира асинхронно и независимо добиване и предаване на данни за различни процеси. За да се осигури, че няма загуба на информация и повтарящи се данни, информацията за различните процеси се измерва в различни времеви интервали, взимайки предвид динамичността на събраната информация. Използвана е йерархичност на данните, като данните, свързани с човешките параметри, имат по-висок приоритет от другите. Данните преминават през няколко преобразувания от измерващия сензор до системата за анализ и добиване на информация. Комуникационното ниво осигурява предаването на данните чрез различни комуникационни протоколи, както жични, така и безжични. Архитектурата се базира на сървърно центричен модел, като функционирането на системата се осигурява от сървъра на борда. В случаи, когато е необходима медицинска помощ, информацията се изпраща по сателитен комуникационен канал към брегов сървър, но се предпочита използването на Wi-Fi канал при посещение на кораба в пристанище, поради по-ниската цена.



Фигура 1 Модел на архитектурата на системата

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

Фигура 2. Състав на съобщението.

2.2.1 Състав на съобщението.

За такава система с голям брой източници на данни и различни видове устройства и сензори е необходим протокол при изпращане на съобщения, които да отговарят на изискванията за интегрираност, скалируемост и адресируемост. Съставът на съобщението е изобразен графически на фиг. 2. Съставът на съобщението включва съответно - тип на съобщението, номер на съобщението, адрес на устройството, тип на сензора, модел на сензора и стойност .

2.3 Алгоритъм за работа.

Предложеният алгоритъм за работа на системата представя ограничения, тъй като разглежда работата на системата само от гледна точка на информацията, без да се отделя внимание на отделните устройства, през които данните преминават в различни времеви интервали. Фигура 4 илюстрира основните 4 етапа, през които данните преминават, както и допълнителни етапи, които извършват определена работа.

В процеса на добиване на информацията се откриват основните източници на данни без да се разглеждат отделните сензори, а времевите диапазони се определят според динамичността на измерваните процеси, необходимостта от непрекъснат мониторинг на определени процеси и времевото закъснение, причинено от различни фактори.

В сигналната обработка се извършва отстраняване на смущенията и усилване на сигналите, което се извършва индивидуално поради различната природа на сигналите от различните източници. Информацията от различните източници се обединява и предава към базата данни в подходящ формат за работа и анализ.

В процеса на извличане на признаково пространство се разграничават различните видове източници и техните данни. Например, за ЕКГ сигнала се извършва откриване и измерване на продължителността на трите основни вълни (P, QRS и T), което предоставя информация за отделните фази на възбуждане на сърдечния мускул и управляващата дейност на сърцето.

Финалният процес включва възможностите за изводи и решения, които включват имплементация на алгоритми за машинно обучение, статистическа обработка на информацията и изготвяне на корелационен анализ. Целта е да се определи нивото на стрес и умора чрез натрупване на данни за нормалното състояние

на човешките параметри, да се анализира поведението на параметрите във връзка с индивидуалните особености на различните организми и да се класифицират промените спрямо нормалните параметри. Също така, може да се използва изкуствен интелект за оценка на състоянието и предложения за действия

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

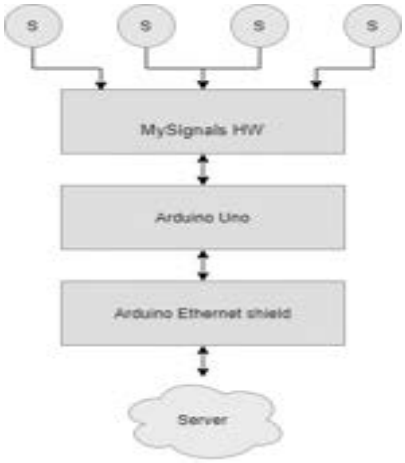
В дисертационния труд се предлага и конкретна частична практическа реализация само на един основен компонент от горе изложената система. Стационарната станция, имаща за цел измерването на повече и в по-пълен обем от параметрите на човешкото тяло.

Стационарна станция за измерване на биомедицински параметри.

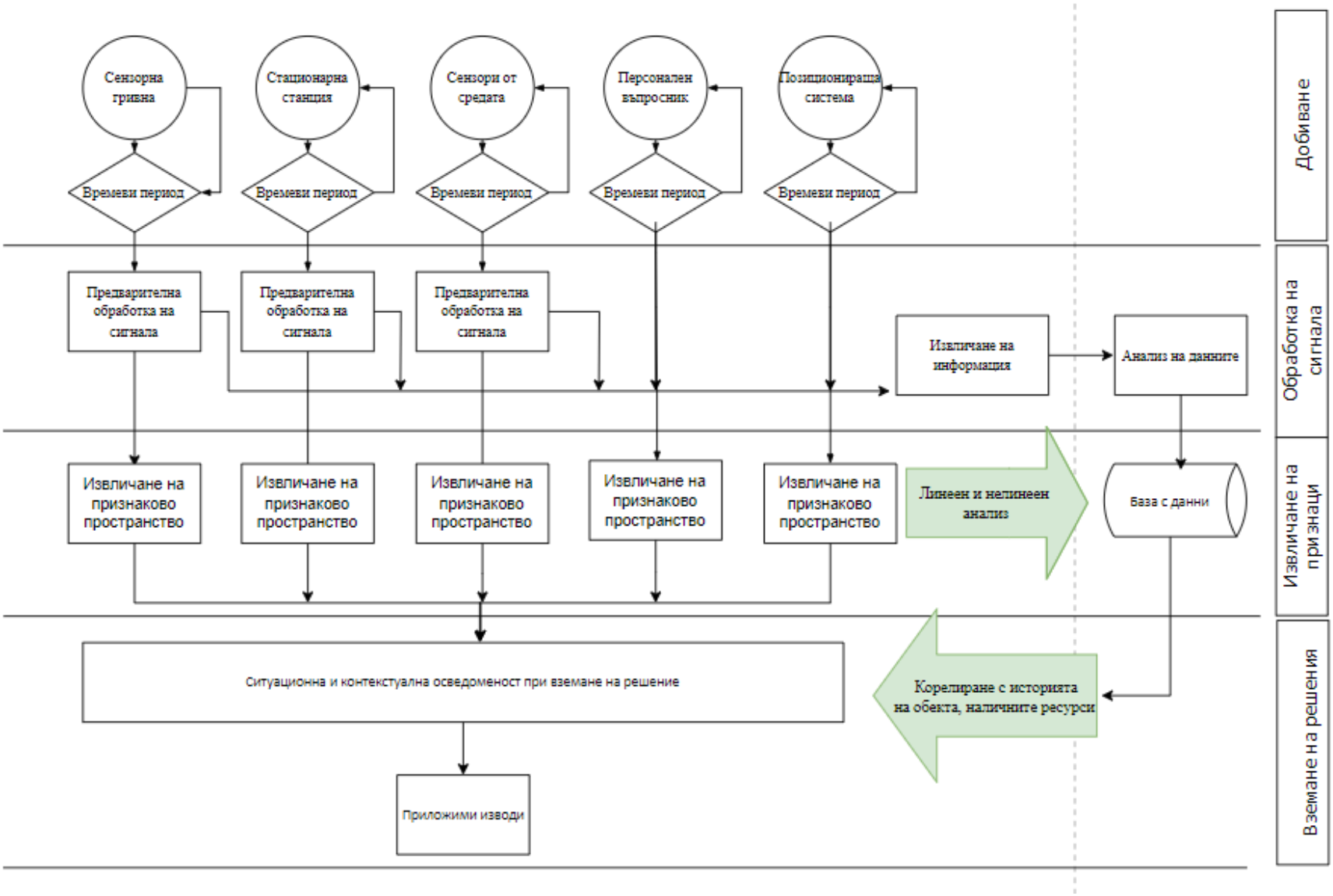
Системата използва различни развойни системи, включително Arduino Uno, Arduino Ethernet Shield 2 и MySignals HW - платформа за разработка на медицински устройства. Arduino Uno е микроконтролерна платка с 8-битов процесор и различни входно/изходни пинове, които позволяват измерване на сигнали. Arduino Ethernet Shield 2 осигурява връзка с интернет чрез Ethernet протокола. MySignals HW позволява измерване на различни биометрични параметри като пулс, дишане, кръвно налягане и други.

Стационарната станция предлага широк обем от измервания на биомедицински сензори. Системата има възможност за комуникация през IP TCP/UDP протокол и поддържа различни безжични комуникационни протоколи като BLE, WiFi, BT, ZigBee, 4G/3G/GPRS. Хардуерните възможности включват микропроцесор Atmega 328, RAM памет от 2K, Flash памет от 32K и 10-битов аналого-цифров преобразувател (АЦП). Стационарната станция е оборудвана с жични и безжични сензори, които позволяват измерването на различни параметри на човешкото тяло.

Алгоритъмът на работа на стационарната станция се базира на програмната структура във вградените системи и може да се изгради чрез методи като машина на състоянията (State machine) или система, работеща в реално време (RTOS). Тази структура осигурява функционалността и обработката на данните от биомедицинските сензори.



Фигура 3. Блокова схема на Стационарната IoMT станция



Фигура 4. Модел на алгоритъма за работа на системата

Фигура 3. Изображения на стационарната станция

2.4.1 Алгоритъм на работа на стационарната станция.

В настоящата област на вградените системи съществуват два основни метода за изграждане на базовата структура на стационарната станция - машината на състоянието и операционната система в реално време (RTOS). Машината на състоянието е математически модел, който описва поведението на системата в отговор на външни и вътрешни събития. Тя позволява моделиране на системата като набор от състояния и преходи между тях. Състоянията представляват различни режими на работа, а преходите определят условията за преминаване между състоянията.

RTOS, от своя страна, е операционна система, предназначена за използване във вградени системи, където времето е критично. Тя предоставя функционалности и услуги за планиране на задачи в реално време, комуникация и синхронизация. При изграждането на вградена система, използваща RTOS, задачите се идентифицират, създават се и им се задават приоритети и времеви изисквания. Също така се дефинират механизми за комуникация и синхронизация, а логиката на приложението се вгражда в отделните задачи.

Използването на машината на състоянието и RTOS предлага редица предимства за вградените системи, включително надеждност, мащабируемост и гъвкавост. Все пак, успешното прилагане на тези методи изискват внимателно проектиране и внедряване, за да се гарантира навременното изпълнение на задачите и правилното разпределение на логиката на приложението.

2.4.1.1 Предимства и недостатъци при Машина на състоянията и RTOS.

Машината 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.

Машината на състоянията са математически модел, който описва поведението на системата в отговор на външни и вътрешни събития. Вградената система, проектирана като машина на състоянията, може ефективно да управлява поведението си, като я моделира като набор от състояния и преходи между тях. Машините на състоянията са добри за управление на сложни поредици от събития и могат да се използват в системи, които не изискват 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 ще се извършват в рамките на определен период от време. RTOS са добри за системи, които изискват стриктни изисквания за време и последователност, като например в системи за управление, комуникационни системи или индустриална автоматизация.

Таблица 1 Предимства и недостатъци при реализация чрез State machine или RTOS

	State machine	**RTOS**
Предимства	Ефективно управление на сложни поредици от събития	Детерминистично поведение
	Лесени за проектиране и разбиране	Гарантирано време и последователност на операциите
	Ниски изисквания за памет и обработка	Подходящи за системи със строги изисквания за синхронизация

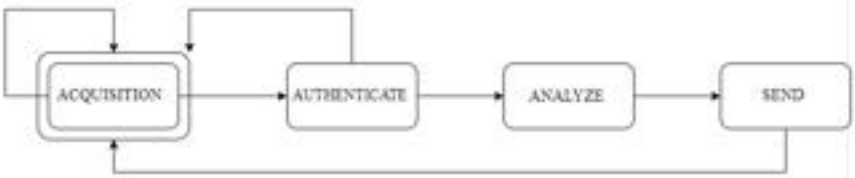
Недостатъци	Не са подходящи за системи със строги изисквания за синхронизация	По-високи изисквания за памет и обработка
	Трудно се прилагат в системи с много взаимозависими състояния	По-сложни за проектиране и изпълнение
		По-трудно е отстраняването на грешки и поддръжка

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. Тя управлява различни процеси като добиване, верифициране, обработка, анализиране и изпращане на информация от биомедицински сензори. Затова по-подходящия начин за изграждане на базовата структура е машина на състоянията.

2.4.1.2 Базова структура на стационарната станция.

На фиг. 6 е изобразен алгоритъмът, чрез които е реализирана работата на стационарната станция, който започва с инициализиране на променливите, използвани в машина 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 4. 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 стационарната 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“ 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 лабораторията в Центъра за компетентност "Квантова комуникация интелигентни системи за сигурност и управление на риска" представлява интегрирана система, която обхваща сензорното и транспортното ниво в архитектурата на Интернет на нещата.

Комплектът включва различни развойни системи, които осигуряват добиване, обработка и транспортиране на информацията.

HealtyPi v3 е сензор, който измерва ЕКГ, наситеност на кислород и температура на човешкото тяло. Тези параметри предоставят информация за състоянието на човека и се измерват по неинвазивен начин.

Сензорът за горими газове позволява засичане на газове като пропан, бутан, метан, въглерод, водород и дим. Това е полезно при откриване на критични ситуации, свързани с наличието на опасни газове.

Raspberry Pi Cellular IoT HAT предоставя възможност за позициониране и предаване на данни чрез мобилни комуникации в различни стандарти, включително LTE-M и NB-IoT.

Сателитната комуникация, чрез модема Iridium - RockBLOCK 9603, позволява предаване и приемане на кратки съобщения чрез сателитната система на Iridium.

Raspberry Pi 4 микрокомпютърът предоставя достатъчна изчислителна мощност и хардуерен контрол на развойните платки. Той събира данни от всички сензори, включително ЕКГ, наситеност на кислород, температура, наличие на горивни газове и позиция. Събраната информация може да бъде предавана по различни комуникационни стандарти към облачно базирано приложение.

Този сензорен мобилен комплект предоставя усъвършенствани възможности за наблюдение, добиване на данни и комуникация, което е от съществено значение за приложенията в областта на здравеопазването и безопасността.

Фигура 5. Изображение на мобилния сензорен комплект.

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

Изискванията към такава система е необходимо да бъдат съобразни 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 следните:

- Ергономичност, (малки физически размери).

  Отнасяща се за носимите устройства и/или устройствата с пряко взаимодействие с човека. Необходимо е системата по никакъв начин да не ограничава или да води до неудобство 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 съобразено 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 бъдещо доразвитие и разширяване на системата.
- Handoff (възможност за автоматично свързване към различни гейтуей).

Поради спецификата на кораба или по-точно металните прегради, който 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 (1) която представляваща дизюнкция от конюнкции на тегловния коефициент и оценката на всеки признак.

$$OO_{param} = O_{p1}W_{p1} + O_{p2}W_{p2} + \cdots + O_{pn}W_{pn} \quad (1)$$

Таблица 2. 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 2 показва предложените тегловни коефициенти към всеки признак на системата. Техните стойности са 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 търговски кораби, военни и пасажерски кораби, 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. Претегляне на експертната оценка на признаците според създадените коефициенти се извършва чрез формула (1). Експертната оценка е направена от автора. В таблица 3 са поместени оценките по съответстващите признаци, тегловните коефициенти и крайният резултат, изчислен посредством формула (1).

Таблица 3. 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.

3 Глава трета - Обработка и автоматичен анализ на параметрите на тялото.

Настоящата работа се фокусира върху конкурентна оценката между два подхода за обработка на данни в контекста на снемане на параметри на човешкото тяло, като основен фокус е върху електрокардиограмата (ЕКГ). Изпълнението на правилните процедури при снемане на ЕКГ сигнала, като пациентът е в правилно положение и не се движи, може да бъде предизвикателство за коректната обработка както от специалист, така и от автоматична система. Неспазването на правилната процедура води до внесен шум от различни източници, което затруднява интерпретацията на данните.

В настоящата работа се използва Matlab и негови приложения за извършване на експерименти и визуализация на резултатите. Целта е да се сравнят два подхода за обработка на ЕКГ данните и да се определи по-подходящият метод. За тази цел се използват еднакви входни тестови данни, инструменти за филтрация и алгоритъм за откриване на основните вълни в ЕКГ сигнала.

Първият подход е базиран на конволюционна невронна мрежа, която разпознава шумовите компоненти в ЕКГ сигнала, като например движението на базовата линия, влошения контакт на електродите и шум от скелетните мускули и прилагането на различни филтри. Вторият подход е свързан с обединяването на информацията от различни канали с приложени различни филтри. В този случай се извършва обединение на информацията за различните вълни в ЕКГ сигнала.

Резултатите от емпиричното сравнение между двата подхода ще дадат отговор за по-подходящия метод за обработка на ЕКГ данните. Тази работа има за цел да подобри разбирането и информираността при анализа на ЕКГ сигнали и да предложи оптимален начин за обработка или обединение на информацията от различни източници.

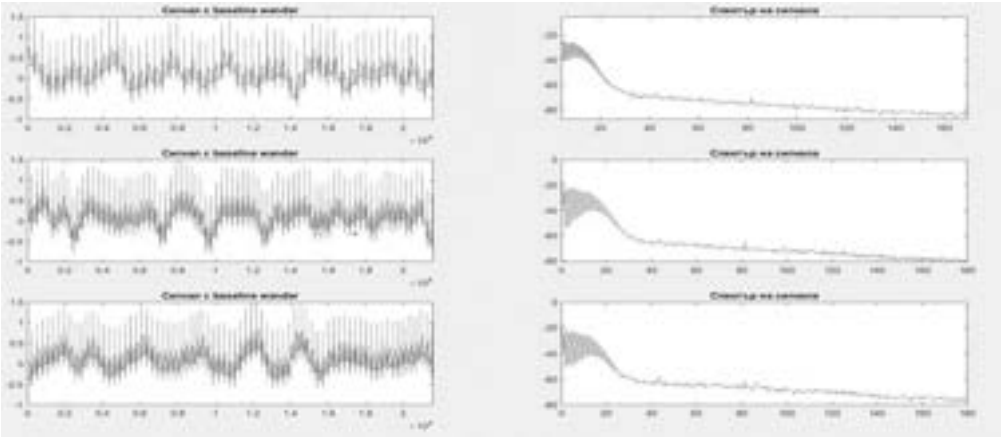
3.1 Инструменти използвани в анализа.

База данни.

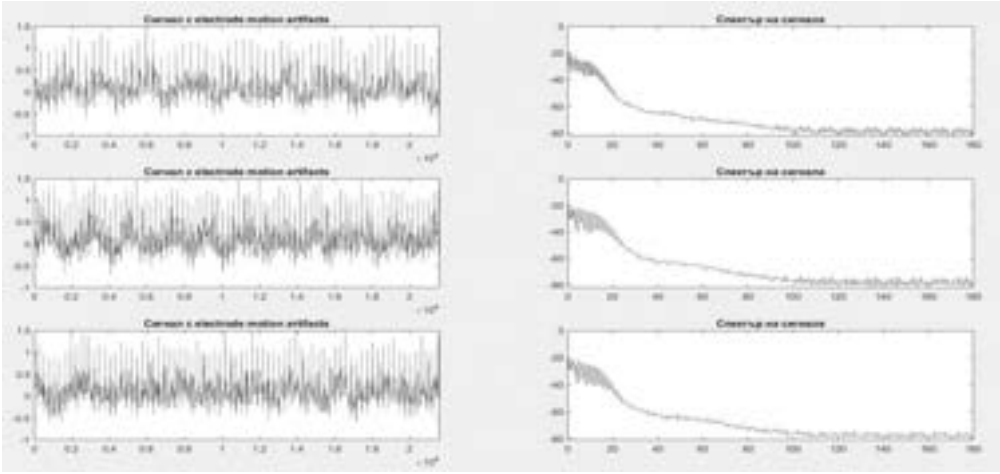
В настоящата работа са разгледани три основни източника на шум при обработката на електрокардиограмата (ЕКГ) - движение на базовата линия, влошен контакт на електрода и шум от скелетните мускули. За целите на изследването е използвана база данни съдържаща ЕКГ сигнали, създадени чрез динамичен модел за генериране на синтетични ЕКГ сигнали, като към тях са добавени шумове от база данни със записани шумове от основните източници.

Използвани са участъци от базата данни, които имат приблизително еднаква спектрална характеристика. Сигналите са генерирани с различно съотношение сигнал-шум (5, 10 и 15 dB) и върху тях са добавени шумове от движение на базовата линия, влошен контакт на електрода и шум от скелетните мускули. Това води до общо девет сигнала с всякакъв вид шум.

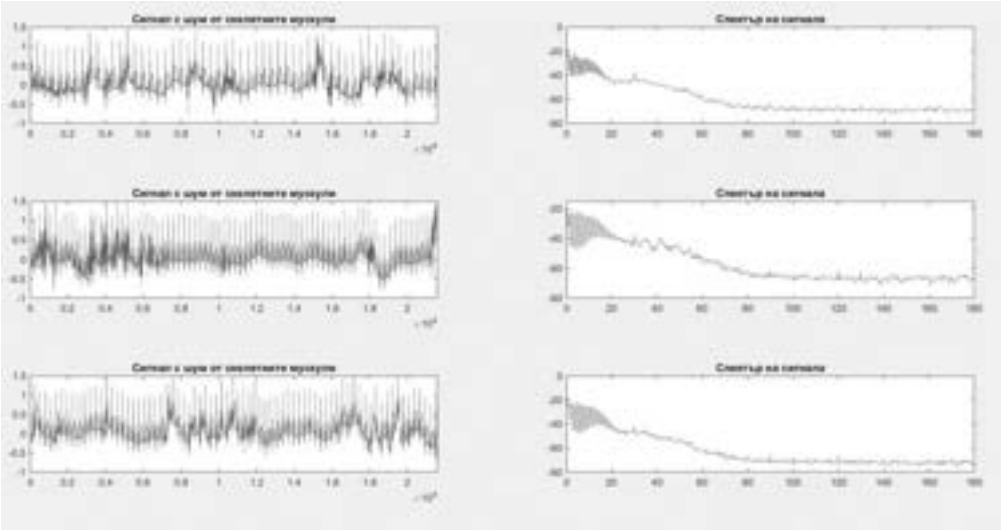
В рамките на експеримента, терминът "ЕКГ без шум" се използва за оригиналния ЕКГ сигнал, генериран от модела. Терминът "ЕКГ с шум" се отнася до ЕКГ сигналите с добавен шум от различни източници, а "филтрирано ЕКГ" се отнася до сигналите след прилагане на филтър.



А)



Б)



В)

Фигура 6. Графики със сигналите от базата данни и техните спектрални картини. А) Сигнали с шум движение на базова линия; Б) Сигнали с шум от влошен контакт на електрода; В) Сигнал с шум от скелетните мускули.

3.1.1 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 всеки от критериите се прилага преди и след филтъра. Сравнени са резултатите чрез изваждане и са открити измененията между тях. Критериите за оценка приложени в множество от литературни източници са:

- Съотношение сигнал-шум преди и след филтъра.

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

$$SNR_{out}\ [dB] = 10\, log_{10}\left(\frac{\sum_{n=0}^{N}\ [ecg_n(n)]^2}{\sum_{n=1}^{N}\ [ecg_n(n) - ecg_f(n)]^2}\right), \qquad (3)$$

$$SNR_{\Delta}\ [dB] = SNR_{out} - SNR_{in}\ , \qquad (4)$$

  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.

- Средно квадратична грешка между сигнал преди филтъра със сигнал без шум и сигнала след филтъра със сигнал без шум

$$MSE_{in} = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}(\ ecg_n(n) - ecg_o(n))^2\ , \qquad (5)$$

$$MSE_{out} = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}(\ ecg_f(n) - ecg_o(n))^2\ , \qquad (6)$$

$$MSE_{\Delta} = MSE_{out} - MSE_{in}\ , \qquad (7)$$

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

$$\psi_{on} = \sum_{n=1}^{N} ecg_n(n) ecg_o(n) \quad (8)$$

$$\psi_{of} = \sum_{n=1}^{N} ecg_f(n) ecg_o(n) \quad (9)$$

$$\psi_{\Delta} = \psi_{on} - \psi_{of} \quad (10)$$

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 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 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.

$$A\,[\,\%\,] = 100\frac{\sum P}{\sum Peaks}, \quad (11)$$

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

Изготвя се оценка на работоспособността на системата по формула (11)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 .

$$G\,[\%] = (A_o - A_n) - (A_o - A_f) \quad (12)$$

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

$$D\,[\%] = (A_o - A_f) \quad (13)$$

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.

Филтриращи технологии.

В научната литература са изследвани и описани филтрите на Чебишев и филтърът на Butterworth, които са популярни методи за обработка на сигнали. Филтрите на Чебишев са наименувани според руския математик Пафнутий Чебишев и се характеризират с полиномите на Чебишев, които определят техните характеристики. Тези филтри се делят на два основни типа - Чебишев тип I и Чебишев тип II.

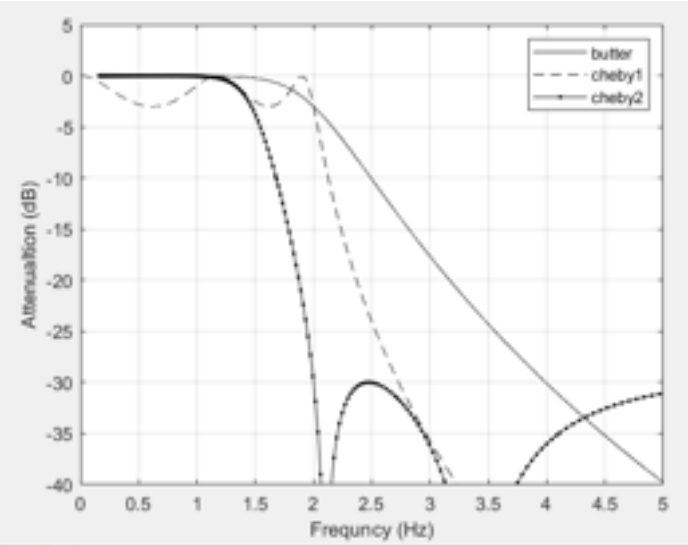
Филтрите на Чебишев тип I имат амплитудна характеристика, дефинирана от специфична формула, която включва коефициент на усилване, константа и гранична честота. Полиномите на Чебишев от първи род се използват за определяне на характеристиките на тези филтри.

Филтрите на Чебишев тип II, известни също като обратни филтри на Чебишев, имат амплитудна характеристика, която е дефинирана от специфична формула, включваща константа и гранична честота. Полиномът на Чебишев се използва за тези филтри.

Филтърът на Butterworth, който е вид активен филтър, се отличава с максимално плоска амплитудна характеристика в лентата на пропускане. Тези филтри могат да бъдат нискочестотни, високочестотни или лентови филтри. Честотната характеристика на Butterworth филтъра е дефинирана чрез функция на ъгловата честота и граничната честота.

Изследванията в областта на филтрите на Чебишев и филтъра на Butterworth са с цел подобряване на методите за обработка на сигнали и проектиране на филтри за различни приложения. Тези филтри са от особено значение в областта на сигналната обработка, където е необходимо извличане или премахване на определени честотни компонент

На фигура 9 са изобразени амплитудните характеристики на Butterworth нискочестотен филтър и нискочестотни филтри с Чебишев от I и II тип от 5 ред. Приложена е гранична честота 2 Hz.



Фигура 7. Сравнение на амплитудните характеристики на Butterworth филтър от 5-ти 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 Type II, имат плоски пропускателни ленти и широки преходни ленти. Чебишев тип I, и елиптичните филтри се работят по-бързо, но имат пулсации на лентата на пропускане. Честотният вход към проектната функция на Chebyshev Type II, задава началото на лентата на спиране, а не края на лентата на пропускане.

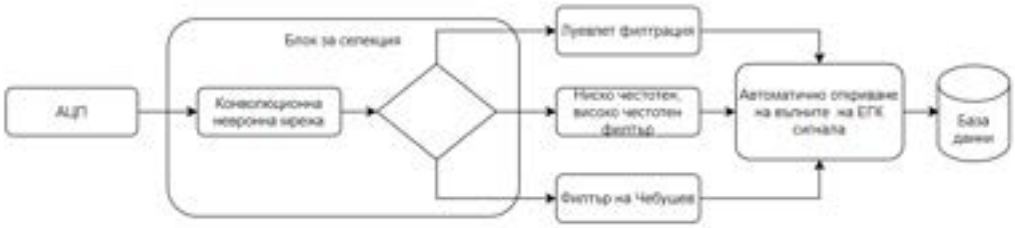
3.2 Селектиране на оптимална обработка.

На фигура 10 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, съставящи ЕКГ сигнала, а именно P- и T-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.

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.

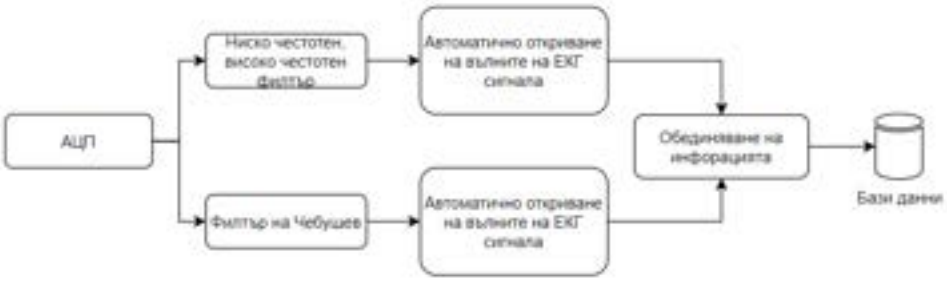


Фигура 8. Блокова схема на подхода със селектиране на оптимална обработка

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.

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 P и T 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 2 вид. За да се онагледи по-добре това, на фигура 11 са изобразени стъпките за обработка на сигнала като отделни блокове.



Фигура 9. Блокова схема на подхода на обединяване на информацията от множество канали.

При обработката на всеки сигнал се прилагат, нискочестотен и високочестотен филтър или филтър на Чебишевв 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 P и T вълните се взема от сигнала, обработен с ниско и високочестотен филтър, а за QRS комплекса се взема от сигнала, обработен с филтър на Чебишевв. След обединяването данните се предават в базата данни за съхранение и осигуряване на допълнителни анализи.

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.

4 Глава четвърта - 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.

Методът за класифициране на присъствието на шум от различна морфология в ЕКГ сигнали включва няколко етапа, включително подходящо представяне на информацията за използване на конволюционна невронна мрежа (Convolutional Neural Network - CNN), обучаване на модела за класификация и интегриране на модела в системата за обработка и автоматичен анализ на ЕКГ сигнали.

В този контекст, непрекъснатото уейвлет преобразуване (Continuous Wavelet Transform - CWT) се използва за извличане на честотно-времевите параметри на ЕКГ сигнала, които се представят като графики за обучение и тестване на CNN модела. Изображенията, получени от CWT, се преобразуват в размери 244x244 пиксела и се използва стандартен RGB формат за входни данни на невронната мрежа.

Използваният модел за класификация е AlexNet включва осем нива, от които пет са конволюционни, а последните три са директно свързани. Последният слой на модела има брой неврони, съответстващ на броя на класификационните групи, и използва активационна функция softmax.

При обучението на невронната мрежа, тегловните коефициенти се обновяват само в последните три директно свързани слоя, без да се променят оригинално обучените конволюционни слоеве. Това позволява спестяване на време и изчислителни ресурси.

Базата данни с изображения се съхранява в отделни директории, като всяка група се разделя на подгрупи за трениране и тестване на CNN модела в съотношение 80:20.

Процесът на обучение се извършва чрез преизчисляване на тегловните коефициенти въз основа на загубите, които невронната мрежа генерира. Основната цел на обучението е да се намалят загубите на модела.

Този метод за класификация на присъствието на шум в ЕКГ сигнали използва CNN модел, обучен с помощта на изображения, получени чрез CWT. Използването на тази методология може да подобри автоматичната обработка и анализ на ЕКГ сигнали за определяне на техните параметри

Оценка на работата на невронната мрежа е точността (accuracy), която се определя по формулата.

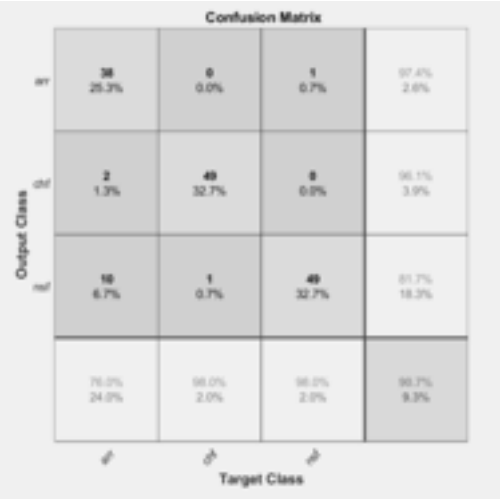
$$Accuracy = \frac{TP}{N}, \qquad (14)$$

където TP е броя на правилно класифицирани входове, N- броя 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 с тестовите данни до достигане на 93,06 % точност.

Фигура 10. Графично представяне на процеса на обучение на CNN

Фигурата изобразява резултати при тестването с тестовите бази данни C, 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.



Фигура 11. Графично представяне на резултатите от работата с тестовите данни на CNN

bw – ЕКГ с добавен шум движение на базовата линия;
ecg – 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.

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

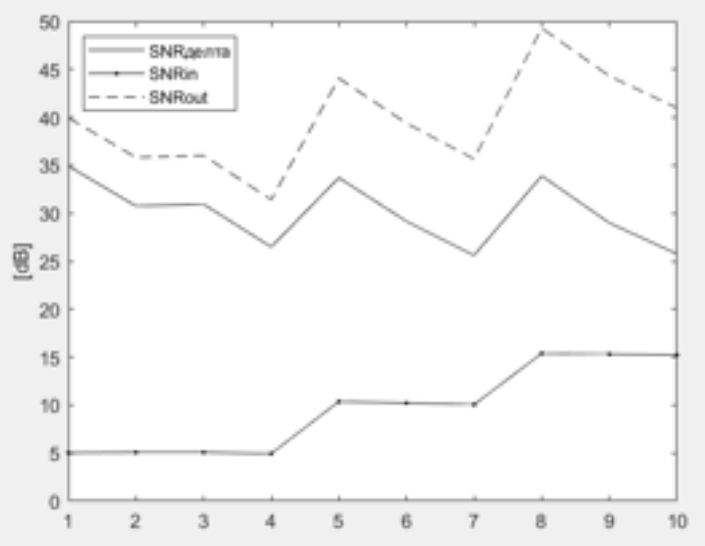
Успешно се реализира извличането на честотно-времеви характеристики от сигналите от базата с данни, както и преподготовката на двуизмерните фигури за входни данни на конволюционна невронна мрежа (КНМ). Също – изучаването и тестване на работоспособността на КНМ; моделирането на алгоритъм на работа на 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, P-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“.

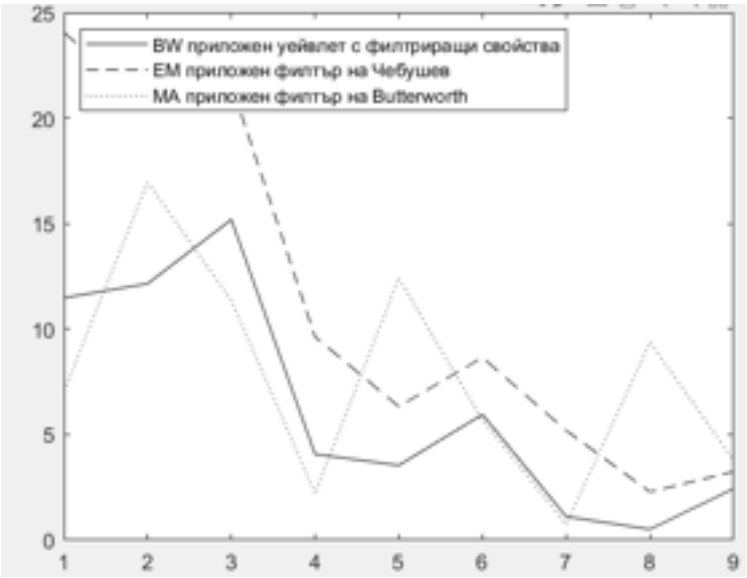
При сигнали с добавен шум от движение на базовата линия и приложен метод на филтрация уейвлет с филтриращи свойства се наблюдава голямо повишаване на съотношението „сигнал към шум“ на изхода на филтъра, а също така и подобряване на средноквадратична грешка в порядъка от 10^{-5}, 10^{-6}, но влошаване 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, съставящи 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 някой 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 12. 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 13. Процентно не откритите вълни при сигнали с различна морфология на шума и приложена филтрация.

Таблица 4. Таблица описваща обобщаваща работа при различните сигнали и различни с/ш с добавен шум от движение на базовата линия при уейвлет с филтриращи свойства.

LEVEL	Wavelet	Denoising Method	Threshold Rule	SNR_{in}	SNR_{out}	SNRΔ	MSEin	MSEout	MSEΔ	ψ_{on}	ψ_{of}	ψΔ	DP	DQ	DR	DS	DT	GP	GQ	GR	GS	GT	AVERAGE(D)
5	bior 3.9	Universal Threshold	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
3	bior 3.5	Universal Threshold	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
3	bior 3.9	Universal Threshold	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
4	bior 3.3	Universal Threshold	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
7	bior 3.3	Universal Threshold	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	5,56	-22,22	0,00	7,41	0,00	-20,37	4,07
7	bior 3.5	Universal Threshold	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	13,92	-15,19	0,00	1,27	0,00	-32,91	3,54
7	bior 3.3	Universal Threshold	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	10,81	-21,62	0,00	1,35	0,00	-25,68	5,95

LEVEL	Wavelet	Denoising Method	Threshold Rule	SNR_{in}	SNR_{out}	SNRΔ	MSEin	MSEout	MSEΔ	ψ_{on}	ψ_{of}	ψΔ	DP	DQ	DR	DS	DT	GP	GQ	GR	GS	GT	AVERAGE (D)
8	bior 3.5	Universal Threshold	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	1,85	1,85	1,85	0,00	0,00	0,00	0,00	1,85	0,00	-9,26	1,11
5	bior 3.5	Universal Threshold	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	0,00	0,00	0,00	0,00	2,53	-6,33	0,00	0,00	0,00	-18,99	0,51
6	bior 3.5	Universal Threshold	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	5,41	-12,16	0,00	1,35	0,00	-21,62	2,43

Таблица 5. Таблица с резултатите от работата при сигнали с добавен шум от нарушен контакт на електрода при филтрация с филтър на Чебишевв.

SNR_{in}	SNR_{out}	SNRΔ	MSEin	MSEout	MSEΔ	ψ_{on}	ψ_{of}	ψΔ	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
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 6. Таблица с резултатите от работата при сигнали с добавен шум от скелетните мускули на електрода при филтрация с филтър на Butterworth.

SNR_{in}	**SNR_{out}**	**SNRΔ**	**MSEin**	**MSEout**	**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 7.

Таблица 7Подходът 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 7 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.

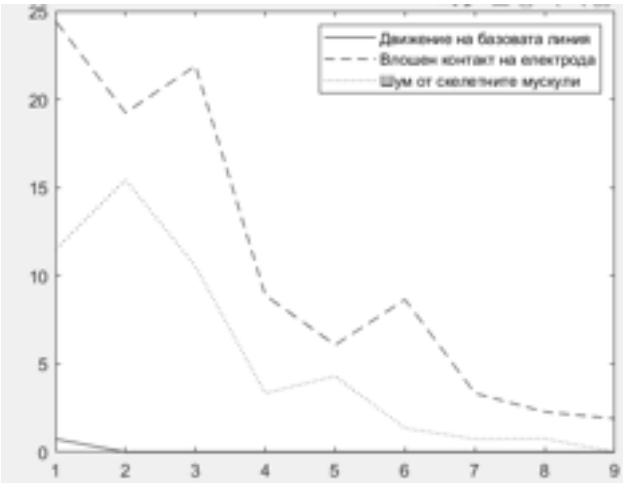
На ф**Error! Reference source not found.** Средноаритметичните загуби за всички сигнали от съответния вид са следните:

- За сигнали с добавен шум от движение на базовата линия е 0.08% ;
- За сигнали с притежаващи шум от влошен контакт на електрода е 10.07 %
- За сигнали с добавен шум от скелетните мускули е 5.32

Таблица 7. Таблица на резултатите при подхода на обединяване на информация при автоматично откриване на P-QRS-T комплекса.

Резултат от анализа след филтър на Чебишевв 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 16. Загуби при прилагане на обединяване на информацията при изчислена средно аритметична 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 подобрение 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 8. Резултати от сравнението на двата подхода при добиване на информация за P-QRS-T комплекса при шум от движение на базовата линия.

Шум 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
Средно-аритметичните загуби при откриване на P-QRS-T комплекса [%]						6,20	**0,08**

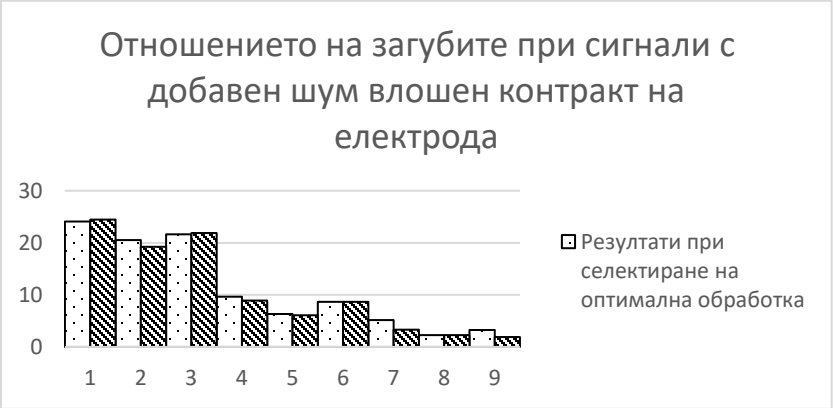
Таблица 9. Резултати от сравнението на двата подхода при добиване на информация за P-QRS-T комплекса при шум от влошен контакт на електрода.

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
Средно-аритметичните загуби при откриване на P-QRS-T комплекса [%]		11,28	**10,74**

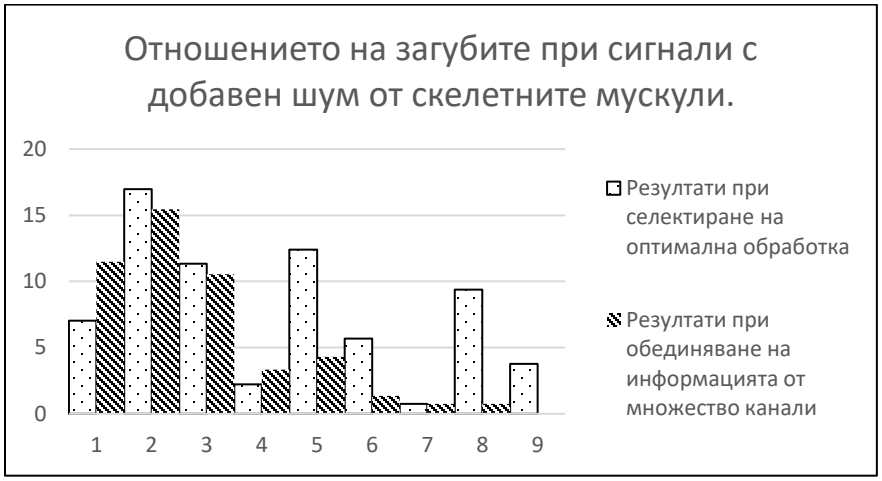
Таблица 10. Резултати от сравнението на двата подхода при добиване на информация за P-QRS-T комплекса при шум от скелетните мускули.

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
Средно-аритметичните загуби при откриване на P-QRS-T комплекса [%]		7,73	**5,33**

Фигура 14. Отношението на загубите при сигнали с добавен шум от движение на базовата линия.



Фигура 15. Отношението на загубите при сигнали с добавен шум от влошен контакт на електрода.



Фигура 16. Отношението на загубите при сигнали с добавен шум от скелетните мускули.

4.4 Заключение по 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 последствия, 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.

CAPABILITIES FOR COLLECTION AND ANALYSIS OF DATA FROM BIOMETRIC AND BIOMEDICAL SENSORS

Author: Veselin Evgeniev Atanasov

Annotation: The dissertation examined the feasibility of data collection and analysis from biomedical and biometric sensors, taking into account the specificities of ship platforms and remote environments. An architecture model and an algorithm of a system for acquisition, transmission, and storage of information from biomedical and biometric sensors are proposed. A methodology for the evaluation of systems for acquisition, transmission, and storage of information from biomedical and biometric sensors is developed, tailored to the specifics of the application in shipping platforms. A competitive evaluation of the proposed signal processing approaches is provided: intelligent selection of optimal processing and fusion of data from multiple channels with different types of filtering in ECG signals.

Key words: Signal processing, ECG signal, Noisy filtering, Data fusion

Contact details: assistant professor Veselin Evgeniev Atanasov,
Nikola Vaptsarov Naval Academy,
73 Vasil Drumev Str. Varna (026, Bulgaria,
veselin.atanasov@naval-acad.bg