



БЪЛГАРСКА АКАДЕМИЯ НА НАУКИТЕ



ИНСТИТУТ ПО РОБОТИКА

“Свети Апостол и Евангелист Матей”

Почетен член на “Съвета на Европейската научна и културна общност”



ПОРТАТИВНА КОМПЮТЪРНА СИСТЕМА ЗА КАРДИОЛОГИЧНИ СИГНАЛИ

АВТОРЕФЕРАТ
НА
ДИСЕРТАЦИОНЕН ТРУД

за придобиване на образователната и научна степен „Доктор“

Област на висше образование: 5. „Технически науки“

Професионално направление: 5.2. „Електротехника, електроника и
автоматика“

Научна специалност: 02.21.01. „Елементи и устройства на
автоматиката и изчислителната техника“

гл. ас. инж. Красимир Йорданов Чешмеджиев

Научен консултант: доц. д-р инж. Евгения Господинова

Велико Търново
януари, 2022г.

Дисертационният труд съдържа увод, четири глави, заключение, приноси, списък на публикации по темата, забелязани цитирания и приложения. Обемът на дисертацията е 145 страници, 60 фигури и 16 таблици. В автореферата е запазена номерацията на отделните глави и раздели. Номерацията на фигурите, таблиците и формулите се различава от тази в дисертационният труд.

Дисертационният труд е обсъден и насрочен за защита от еднократно разширено научно звено на семинар на секция „Медицинска роботика“ при Институт по роботика, БАН, проведено на 06.12.2021 и заповед на Директора на Институт по роботика, БАН №85/30.12.2021г.

Научно жури:

Вътрешни членове:

акад. Чавдар Руменин

проф. дтн. Велислава Любенова

Външни членове:

проф. д-р Галина Богданов, ИМИ-БАН

проф. дтн. Райчо Иларионов, ТУ-Габрово

доц. д-р Продан Проданов, ТУ-Габрово

Резервни членове:

Вътрешен - проф. д-р Мая Игнатова

Външен - доц. д-р Доброслав Данков, ТУ-Габрово

Автор: инж. Красимир Йорданов Чешмеджиев

Заглавие: Портативна компютърна система за кардиологични сигнали

Тираж: 10бр.

Издателство: Сириус

Обща характеристика на дисертационния труд

Актуалност

Заболяванията на сърдечно-съдовата система са едни от водещите причини за смърт в световен мащаб. Последните научно-изследователски данни показват, че сърдечно-съдовите заболявания могат да бъдат намалени чрез скринингови изследвания за ранното им откриване и прогнозиране, с цел намаляване на усложненията и подобряване на качеството на живот. Портативните устройства за диагностика на сърдечно-съдови заболявания са сред най-търсените медицински устройства. Прилагането на иновации в тази област ще доведе до широко използване на този вид устройства с цел намаляване на смъртността от сърдечно-съдови заболявания.

Цел и задачи на дисертационния труд

Целта на настоящата дисертационна работа е изследване, проектиране и реализация на автоматизирана система, състояща се от портативно устройство за регистриране на кардиологични сигнали на базата на фотоплетизмографската технология и софтуер за обработка, анализ и оценка на регистрираните сигнали.

За постигане на поставената цел са формулирани следните задачи:

1. Проучване на съществуващите системи за регистриране, анализ и оценка на кардиологични сигнали.
2. Създаване на портативно, фотоплетизмографско устройство за регистриране на кардиологични сигнали и данни.
3. Проектиране и създаване на протокол за обмен на данни между портативното фотоплетизмографско устройство за регистриране на кардиологични сигнали и персонален компютър за обработка, съхранение и анализ на кардиологичните данни.
4. Създаване на алгоритъм и софтуер за преобразуване на регистрираните сигнали във вид подходящ за използване от портативната фотоплетизмографска система.
5. Създаване на комплекс от алгоритми и софтуер за математически

анализ на кардиологичната информация на изследвания пациент с цел оценка състоянието на сърдечно-съдовата му система и прогнозиране на бъдещо кардиологично заболяване.

6. Валидиране на разработената система чрез извършване на експериментални изследвания на пациенти с различни сърдечно-съдови заболявания.
7. Създаване на модел на безжична сензорна система за отдалечено наблюдение на пациентите със сърдечно-съдови заболявания.

Практическа приложимост и полезност

Създадената кардиологична система има за цел формирането на параметрична и графична оценка на здравния статус на пациентите. Системата се състои от фотоплетизмографско устройство за регистриране на кардиологични сигнали и софтуер за анализа им. Системата може да намери приложение в клиничната практика на лекарите кардиолози за диагностициране на сърдечно-съдовите заболявания.

Апробация на резултатите

Основните резултати от дисертационния труд са докладвани на:

- пет научни конференции с международно участие;
- научен интердисциплинарен семинар 10.12.2021г., <http://www.math.bas.bg/vt/ioseminar/welcome.html>.

Публикации

По резултатите от настоящата дисертационна работа са публикувани 2 доклада в периодични издание, 5 доклада в международни конференции и 1 доклад в национална конференция. Трудовете са публикувани в съответните сборници на конференциите. Списъкът с публикациите е даден в края на автореферата.

Забелязани цитирания

По 3 от представените публикации има направени 10 цитирания.

Обем и структура на дисертационния труд

Дисертационният труд съдържа увод, четири глави, заключение, приноси, списък на публикации по темата, забелязани цитирания и приложения. Обемът на дисертацията е 145 страници, 60 фигури и 16 таблици.

В автореферата е запазена номерацията на отделните глави и раздели. Номерацията на фигурите, таблиците и формулите се различава от тази в дисертационният труд.

Съдържание на дисертационния труд

Глава 1.

Методи за получаване на кардиологични сигнали и данни. Обзор.

Глава 1 има обзорен и уводен характер. Описани са актуалността на проблема, анализирани са научните публикации в дадената област. В края на главата е поставена целта на дисертационния труд и са формулирани задачите за нейното изпълнение.

На базата на направения обзор на научната литература са формулирани следните изводи:

1. Вариабилността на сърдечната честота е научен, клиничен и неинвазивен метод за оценка динамиката на работата на сърцето и други аспекти от функционирането на сърдечно-съдовата система.
2. Устройствата за регистриране на кардиологичните сигнали и данни, използващи фотоплетизмография, осигуряват днес на пациентите уникалния потенциал на непрекъснато измерване на интервалите между сърдечните удари и техния анализ чрез прилагане на математически методи.
3. От направения сравнителен анализ между ЕКГ и ФПГ методи за регистриране на кардиологична информация, следва че ФПГ метод е алтернативен на ЕКГ и намира широко приложение в медицината и ежедневието на пациенти, поради своята простота и лекота на получаване на сигнали.

Глава 2.

Портативно фотоплетизмографско устройство за регистриране на кардиологични сигнали

В тази глава са представени детайли относно проектирането и създаването на фотоплетизмографско (ФПГ) устройство за регистриране на

кардиологични сигнали. Показани са основните градивни компоненти на устройството и принципът им на действие.

2.1. Принцип на работа на ФПГ устройство

Фотоплетизмографската технология е подходяща за създаване на индивидуални кардиологични устройства за продължително наблюдение на пациентите, които могат да бъдат поставяни на различни места по човешкото тяло (върха на пръста, ухото, носа, китката и др) и дават възможност за измерване на различни параметри, отчитащи здравословното състояние на организма, като: пулс, кръвно налягане, наситеност на кислород и др.

ФПГ сензорна технология използва свойствата на светлината, за да се установяват промените в артериалния кръвен обем. Принципът на действие на ФПГ сензорите е базиран на регистрирането на промените, настъпващи в интензитета на светлината при отражение или преминаване през тъканта. Тези разлики отразяват промените в кръвоносната перфузия на човешката тъкан.

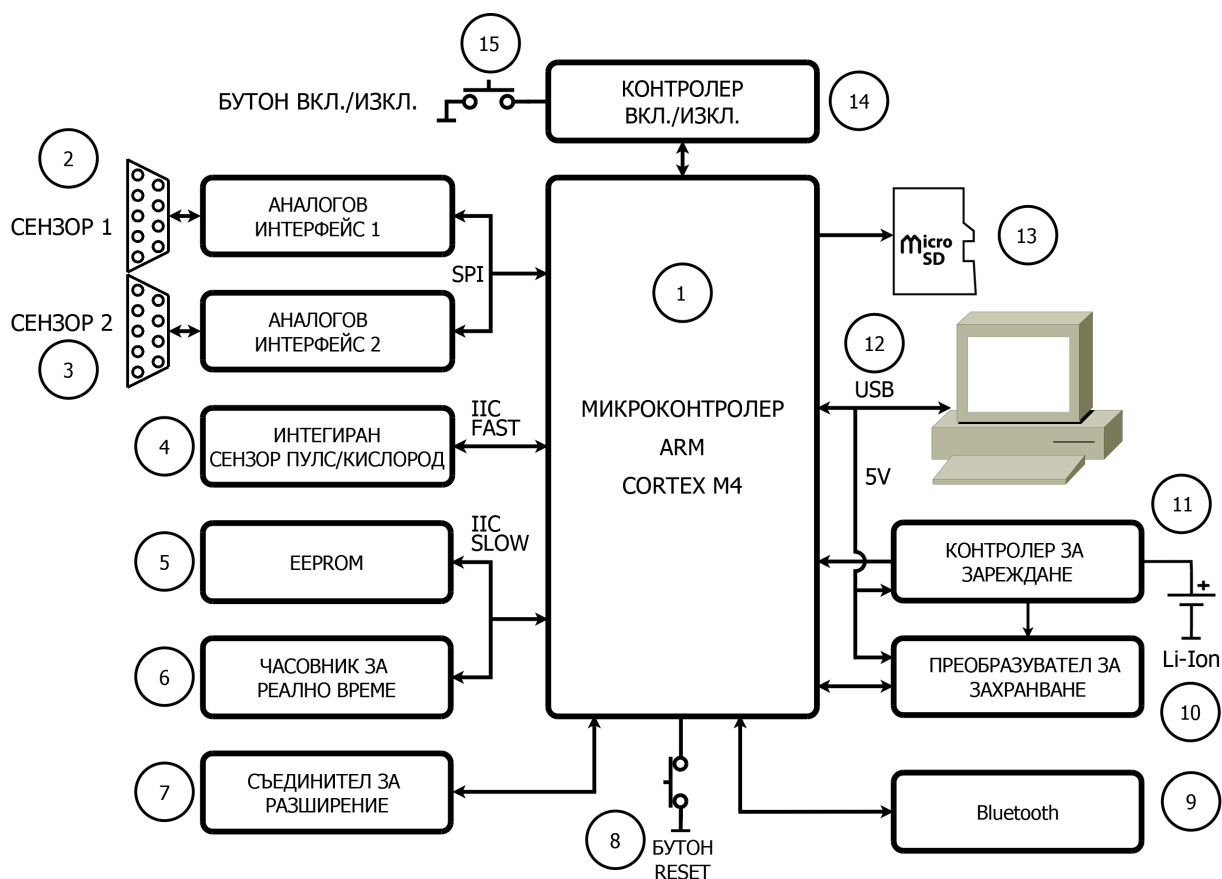
Разработеното ново устройство работи в следните два режима:

- Преминаване на светлината през тъканта чрез използване на дискретен сензор, който е външен за устройството и е във вид на щипка;
- Отражение на светлината от тъканта чрез интегриран сензор, вграден в самото устройство.

При режима на отражение светлинният източник и фотодетекторът са поставени от една и съща страна на тъканта, докато при втория режим – от двете различни страни на тъканта.

2.2. Основни компоненти на ФПГ устройство

На фигура 2.1. е показана общата блокова схема на устройството за регистриране на кардиологични сигнали.



Фигура 2.1. Блокова схема на устройство за регистриране на кардиологични сигнали

Основните му елементи са следните:

1. микроконтролер;
2. аналогова схема за свързване на външни дискретни сензори;
3. аналогова схема за свързване на външни дискретни сензори;
4. интегриран сензор за пулс и съдържание на кислород;
5. EEPROM;
6. часовник за реално време (Real Time Clock, RTC);
7. съединител за разширение;
8. бутон за начално установяване(RESET);
9. модул за безжична комуникация (Bluetooth);
10. захранващ източник и схема за управление;
11. схема за зареждане на акумулаторната батерия;
12. съединител за USB интерфейс;

13. съединител за карта с памет;
14. контролер за включване/изключване;
15. бутон за включване/изключване.

2.3. Протокол за комуникация с други устройства

В текущата реализация на устройството е предвидена възможност за безжична и жична връзка с други устройства. За управление на устройството, прехвърляне на записаните данни и използването му в реално време е предвидена връзка с компютър, посредством високоскоростен (HS) USB интерфейс или чрез Bluetooth безжична връзка.

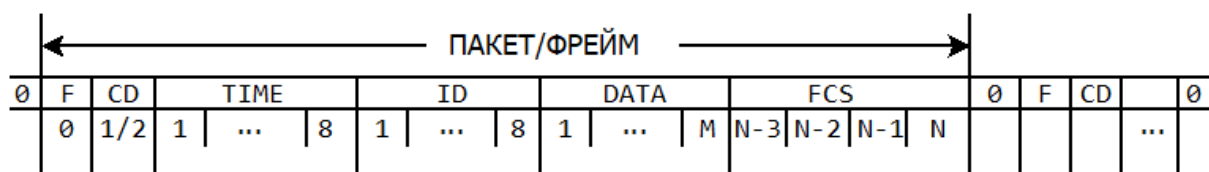
За осъществяване на комуникация между устройството за регистриране на ЕКГ данни и персонален компютър (таблет и други) е създаден нов протокол за двупосочен обмен на данни. При проектирането му са използвани идеи взаимствани от реализацията на стандартни протоколи като PPP (Pont to Point Protocol), HDLC(High level Data Link Control) и др. Създаването и използването на нов нестандартен протокол е продиктувано от следните причини:

- възможност за използване на протокола на повече слоеве от OSI модела ;
- наличие на информация за времето, още на най-ниско ниво;
- възможност за оптимизиране на протокола, в зависимост от наличните ресурси на ползваното устройство;
- сравнително лесен за реализация, ползване, разширение.

В резултат на изложените по-горе съображения е създаден комуникационен протокол за малки устройства (Mini Devices Communication Protocol, MDCP). Към момента е реализирана функционалността, необходима за успешно осъществяване на двустранна връзка между устройството за регистриране на кардиологични данни и персонален компютър. Като разделител между отделните пакети с данни се ползва байт със стойност 0. При предаване на двоични данни е възможно някои от байтовете да имат стойността на разделителя, т.е. 0 в конкретния случай.

За елиминиране възможността, байт с нулева стойност да се съдържа в пакета от данни се използва метод за заместване на байтовете с тази стойност (0). Приложен е т. нар. Consistent Overhead Byte Stuffing (COBS) алгоритъм .

Дължината на отделен пакет не е строго определена – възможно е различните пакети да имат различни дължини на данните. Абсолютната максимална дължина на информационен пакет се договаря при началото на комуникацията или по-късно, като е задължителна и за двете устройства. Може да се използва дължина, която теоретично е ограничена само от наличната оперативна памет на устройството. На фигура 2.2. е показано съдържанието на една поредица от данни (фрейм, пакет).



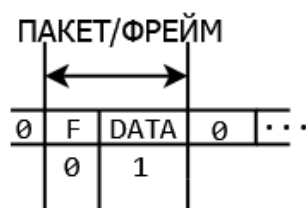
Фигура 2.2. Структура на пакет от данни

Всеки пакет данни съдържа следното:

- F;
- CD – байт с команди/данни – в зависимост от стойността се извършват определени действия;
- TIME – време на генериране на данните с точност $1\mu s$;
- ДАННИ – същинските данни съдържащи се във фрейма;
- FCS – 4 байта, съдържащи CRC-32 на всички байтове от началото на пакета до последния байт от данните.

При полета с дължина повече от един байт първо се изпраща по-старшият.

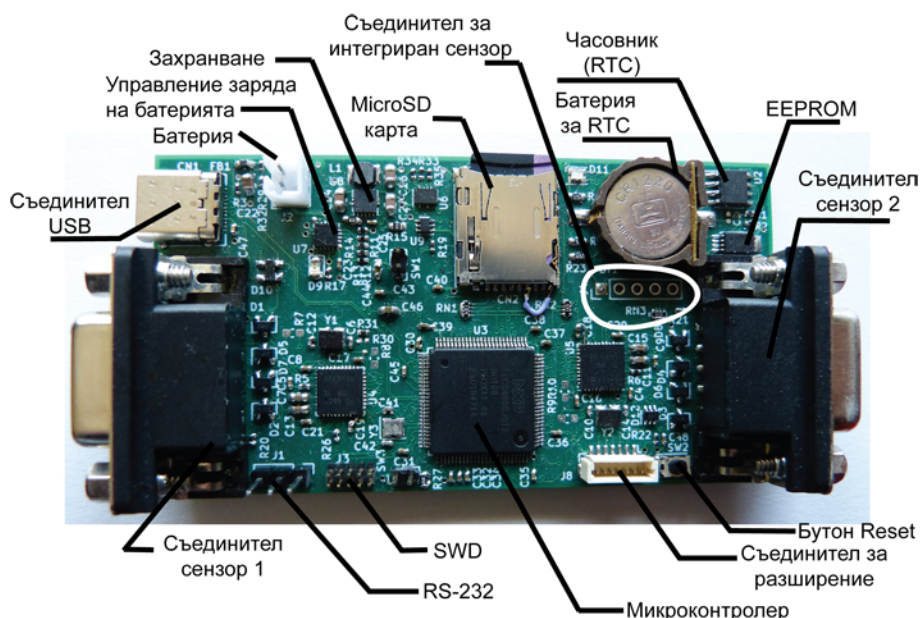
Минималната дължина на валиден пакет може да е 2 байта - пакетът съдържа само поле 'F' и един байт полезна информация, както е показано на 2.3.



Фигура 2.3. Структура на минимален пакет от данни

2.4. Реализация на ФПГ устройство

На фигура 2.4. е показана снимка на реализираното устройство.



Фигура 2.4. Снимка на устройство за регистриране на кардиологични сигнали

2.5. Предимства и ограничения на разработеното ФПГ устройство

Разработката на нови модели портативни устройства за регистриране на кардиологични сигнали на базата на фотоплетизмографията е важно направление в съвременната автоматизация на диагностичната дейност в медицината. Портативните медицински устройства за компютърна диагностика на кардиологични сигнали са предназначени за автономно изследване на здравословния статус на широк кръг потребители. Интересът към този тип медицински устройства за автоматизиране на

диагностичните дейности се дължи на възможността за непрекъснато наблюдение на пациентите в работни и домашни условия, което е резултат от политиката на много държави да повишаване здравословното състояние на населението.

Предимствата на разработеното устройство, базирано на фотоплетизмографския метод са следните:

- Висока чувствителност на измерванията.
- Възможност за работа с два вида сензори: дискретен във вид на щипка и интегриран в устройството.
- Портативни размери 95mm/20mm и ниско тегло: 120 грама;
- Лесно за използване.
- Възможност за стабилно позициониране на устройството към различни части на тялото: пръст на ръката, ухо и др.

Предимства на създаденото портативното устройство за пациентите са следните:

- *мобилност* – регистрирането на ФПГ сигналите се извършва, докато пациентът работи, пътува, спортува, почива, както и при екстремни ситуации;
- *сигурност* - при необходимост е възможно денонощно наблюдение на пациентите, като при регистриране на отклонение в резултатите на пациента могат да се изпращат кратки съобщения (SMS) на лекуващия лекар, на пациента и неговите близки, неговия личен лекар или на спешен център, според необходимостта;
- *превенция* – установяване на медицински състояния, преди те да са се превърнали в сериозен здравословен проблем;
- *диагностика* - продължителното наблюдение на пациентите дава възможност за установяване на точната диагноза;
- *икономичност* – избягват се редица ненужни изследвания, като и престой в болнично заведение;
- *доверие* в здравната система – засилва се връзката между лекар и пациент.

Ограниченията на разработеното устройство са:

- *Влияние на различни артефакти в резултат на движението на изследвания индивид;*
- *Зависимост на изследванията от състоянието на повърхността на биологичната тъкан на индивида (при по-груба кожа на пациента е възможно изследването да не е точно).*

2.6. Изводи

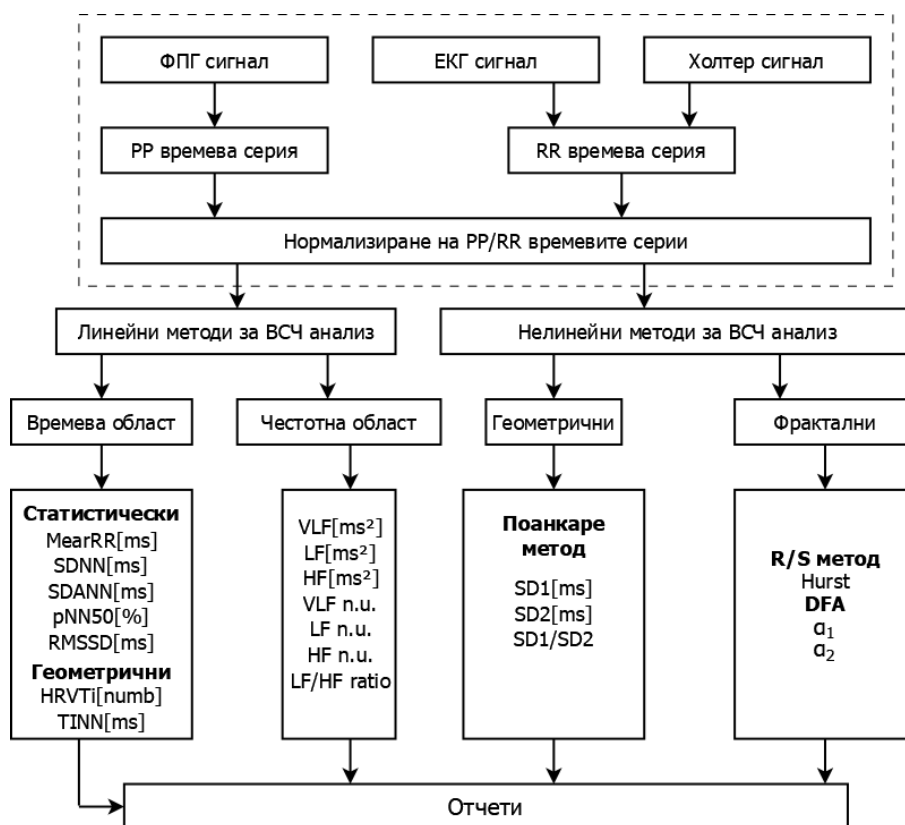
1. Фотоплетизмографската технология има потенциала да осигури алтернативно измерване на редица функционални показатели, свързани с кардиологичната диагностика. Тази технология позволява дългосрочна мониторингова дейност на пациентите при това бързо, евтино, надеждно и сигурно. ФПГ базираните устройства могат да бъдат проектирани така, че да бъдат носени на китката на ръката като гривна, на пръста като пръстен, на челото като лента, могат да бъдат интегрирани в дрехата на човека и т.н., осигурявайки по този начин на притежателя си незабележимо наблюдение на здравословното им състояние.
2. Портативните устройства имат повишени диагностични възможности в сравнение със стационарните средства за анализ на кардио сигналите. За тяхната работа е необходимо усъвършенстване на класическите средства и алгоритми за регистриране и обработка на сигналите, както и работата им в условия на свободна двигателна активност.
3. Създаден е нов комуникационен протокол за осъществяване на двустранна връзка между представеното ново устройство за регистриране на фотоплетизмографски сигнали и персонален компютър за съхраняване, математическа обработка и анализ на кардиологичните данни.

Глава 3.

Алгоритми и софтуер за анализ на ЕКГ и ФПГ сигнали

3.1. Функционални възможности на софтуерната програма за анализ вариабилността на сърдечната честота

В дисертацията е представен създаден от автора експериментален софтуер, който извършва освен предварителна обработка и анализ на ЕКГ и холтерни записи, също така и на ФПГ записи, което е новото и различното от останалите софтуери в тази област. На фигура 3.1. е показана блоковата диаграма на създадената система, която работи в следните три основни режима:



Фигура 3.1. Блокова схема на софтуерната система

- регистрация на кардиологични сигнали чрез ЕКГ, ФПГ и холтер апарати и получаване на PP/RR времеви серии;
- математически анализ на записаните данни чрез прилагане на линейни и нелинейни методи;

- създаване на отчет/доклад въз основа на получените резултати при проведените анализи.

Софтуерът проверява дали времевите редове RR/PP са нормализирани и, ако не са, ги нормализира. Алгоритъмът на процеса е следният: премахват се всички RR/PP интервали, които са по-къси от 330 ms или по-дълги от 1,2 s както и тези, които са 25% по-къси или 25% по-дълги от медианата на предходните пет RR/PP интервали. Този алгоритъм е един от приносите на дисертацията.

3.2. Алгоритъм за предварителна обработка на ЕКГ сигнали

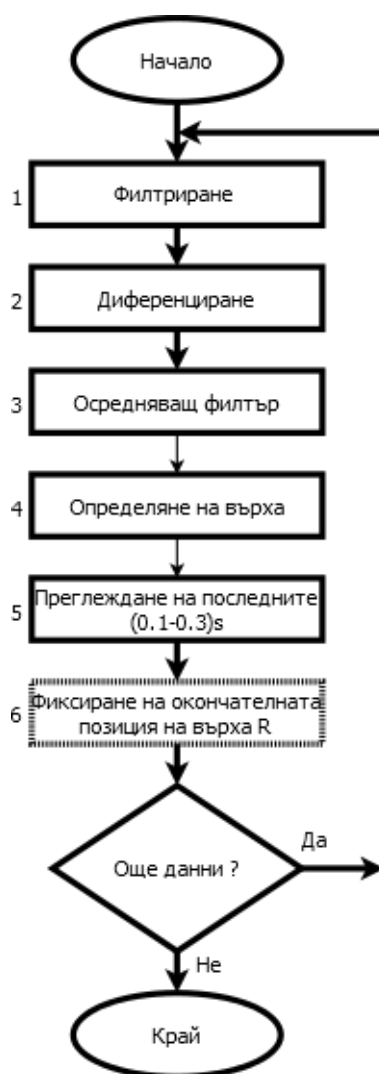
Алгоритъмът за предварителна обработка на ЕКГ сигналите е показана на фигура 3.2. Основните стъпки на алгоритъма са:

1. филтриране - прилагат се нископропускащ и вископропускащ филтър;
2. диференциране;
3. осредняване - използва се осредняващ филтър с дължина 80ms;
4. определя се R върха;
5. проверяват се стойностите за последните 0.1-0.3s за максимум;
6. определя се точното положение на R върха.

Програмната реализация за откриване на QRS комплексите е базирана на работата на Patrick S. Hamilton . В оригиналната реализация съществуват няколко недостатъка отбелязани от автора:

1. възможност за работа само с един канал;
2. не са правени тестове в зашумена среда;
3. сравнително голямо закъснение на изходната информация спрямо входната;
4. в цифровите филтри не са използвани най-оптималните коефициенти.

От горепосочените недостатъци най-голямо значение за правилната работа на софтуера има номер 2. Авторът споменава, че алгоритъмът е оптимизиран за работа с публичните MIT/BIH и АНА бази данни с



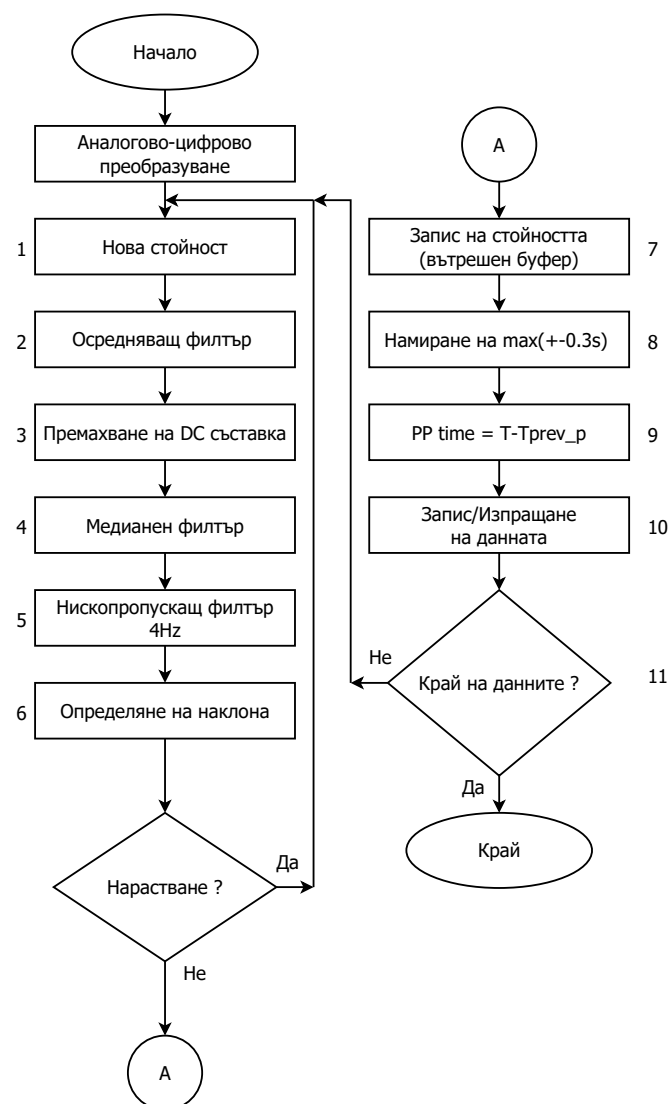
Фигура 3.2. Схема на алгоритъм за определяне на QRS комплекси

електрокардиографски записи. След проведени експерименти с данни от пациенти, получени в реални условия се установи, че в някои случаи точността на алгоритъма намалява. За подобряването на алгоритъма е добавена още една проверка за определяне точното място на R върха. На схемата на алгоритъма промяната е представена с пунктирна линия.

3.3. Алгоритъм за предварителна обработка на ФПГ сигнали

В литературата съществуват различни алгоритми, създадени за детекция на максималните амплитудни отклонения във фотоплетизмографския сигнал. В дисертационната работа е представен нов алгоритъм за предварителна обработка на фотоплетизмографски сигнали. На фигура

3.3. е показана блоковата му схема.



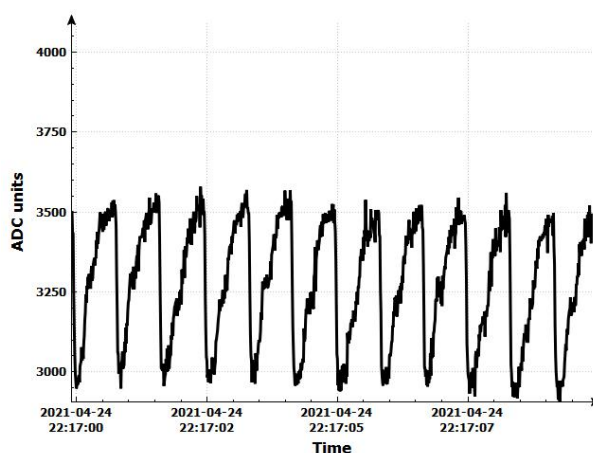
Фигура 3.3. Блокова схема на алгоритъм за определяне на Р-върха

Основните стъпки на алгоритъма са следните:

1. Получаване на входни данни(сигнали) от:

- а) интегрирания сензор в цифров вид;
- б) дискретния сензор след аналогово-цифрово преобразуване.

На фигура 3.4. е показана формата на сигнала след аналогово-цифрово преобразуване.



Фигура 3.4. Форма на сигнала след аналогово-цифрово преобразуване

2. прилагане на осредняващ филтър - с цел премахване на сравнително малки кратковременни смущения в сигнала;
3. премахване постоянната съставна на сигнала по формулата:

$$y_n = x_n - x_{n-1} + Ry_{n-1}, \quad (3.1)$$

където:

x_n - n -та входяща стойност;

y_n - n -та изходяща стойност;

R - параметър приемащ стойности от 0.9 до 1, в конкретния случай 0.95;

4. премахване на големите отклонения във входните данни, чрез прилагането на медианен филтър;
5. премахване на високочестотните съставки от входния сигнал чрез нископропускащ филтър - използван е цифров нископропускащ филтър с горна гранична честота 10Hz;

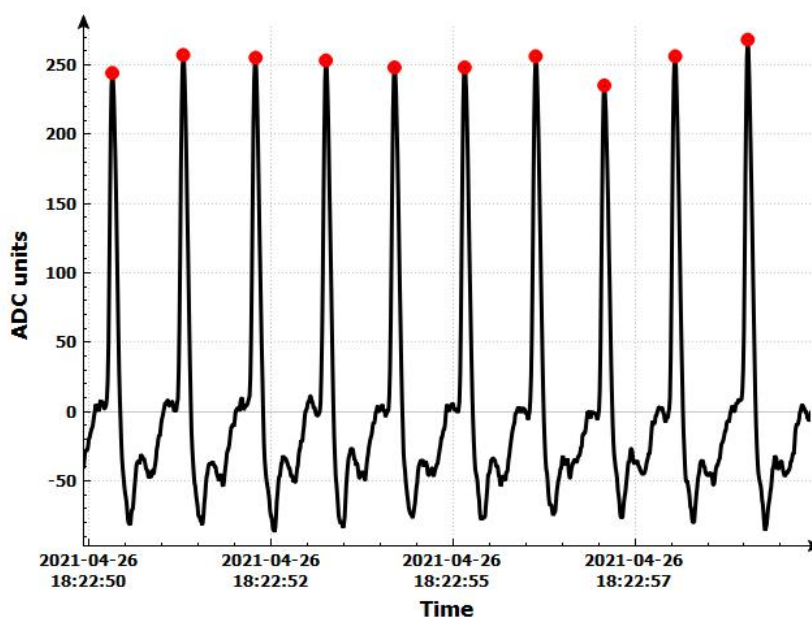
$$y_n = k_1(x_n + x_{n-1}) + k_2y_{n-1} \quad (3.2)$$

където:

k_1, k_2 - коефициенти на филтъра пресметнати за честотата на семплиране и горната гранична честота, в конкретния случай честотата на семплиране е 100Hz и горната гранична честота е 10Hz;

6. определяне наклона на кривата на сигнала, като се прави проверка за нарастване:
 - ако получената стойност е по-голяма от предишната се обновява максималната стойност и процесът продължава към обработката на следващите постъпили данни;
 - ако получената стойност е по-малка от предишната, означава че кривата има низходяща посока и това е връх;
7. запомня се текущата стойност във вътрешен буфер с големина 0.3 секунди;
8. прави се втора проверка дали максимумът не е определен грешно - чрез претърсване отново на данните за последните 0.3 секунди, за да се определи точно положението на Р върха;
9. определя се разстоянието (времето) между два Р върха, като от текущото време се изважда времето на предишния връх;
10. записват се данните в локалната памет или се изпращат за следваща обработка;
11. ако няма повече данни - изход, ако има - преход към началото.

На фигура 3.5. е показан сигналът с определени по горния алгоритъм върхове.



Фигура 3.5. ФПГ сигнал с определени Р върхове

3.4. Методи за анализ вариабилността на сърдечната честота

Анализът на ВСЧ се основава на определяне на последователността на RR/PP интервалите. Чрез този анализ може да се предостави информация за функционалното състояние на човека и да се следи динамиката на неговото изменение. Моментната сърдечна честота е реципрочна величина на RR/PP интервала и също е променлива величина.

Методите за анализ на ВСЧ са обединени в две групи: линейни и нелинейни. Линейните методи се използват за директна оценка на ВСЧ. Те се състоят от методи за анализ във времевата и честотната област. Параметрите във времевата област са статистически изчисления на последователни RR/PP времеви интервали, които са взаимно свързани помежду си (SDNN, SDANN, pNN50 и т.н.). Параметрите на честотния домейн се основават на спектрален анализ, който дава разпределението на всяка от многото честоти, които присъстват в RR/PP интервалите.

3.4.1. Линеен анализ

3.4.1.1. Анализ във времевата област

Анализът във времевата област измерва промените в сърдечната честота в зависимост от параметъра време или измерва интервалите между последователните нормални сърдечни цикли. Изчисляваните параметри във времевата област са следните:

- средна стойност на RR/PP интервалите;

$$\overline{NN} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N NN_i; \quad (3.3)$$

- стандартно отклонение на NN интервалите

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (NN_i - \overline{NN})^2}; \quad (3.4)$$

- средна сърдечна честота за целия период на измерването;
- стандартно отклонение на средната сърдечна честота за целия

период на измерването;

$$SDHR = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (HR_i - \overline{HR})^2}; \quad (3.5)$$

- SDANN;

$$SADNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (NN_i - \overline{NN})^2}; \quad (3.6)$$

- SD_{index};

$$SD_{index} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N SDANN_i; \quad (3.7)$$

- RMSSD;

$$SADNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (NN_{i+1} - \overline{NN}_i)^2}; \quad (3.8)$$

- NN50 – представлява броя съседни NN интервали различаващи се с повече от 50ms;
- pNN50 - отношението на броя съседни NN интервали различаващи се с повече от 50ms (NN50) към общия брой NN интервали умножен по 100

$$pNN50 = \frac{NN50}{NN} \cdot 100; \quad (3.9)$$

Математическият анализ на сърдечния ритъм позволява не само да се определят стойностите на статистическите показатели на ВСЧ, но и да се представят в графична форма.

Към геометричните методи се отнасят хистограмите. Те позволяват образно представяне на разпределението на RR/PP интервалните серии. Чрез построяването на хистограмата на RR/PP интервалите се изчисляват и следните параметри:

- TINN - разпределението на RR/PP интервалите се апроксимира до триъгълник и се измерва основата му в милисекунди. Този параметър позволява да не се вземат в предвид RR/PP интервалите, свързани с артефакти и екстрасистоли, които образуват допълнителни пикове и куполи на хистограмата.
- HRV triangular index - начертава се хистограма на RR/PP интервалите през 7,8125ms (1/128 sec). Общият брой на RR/PP интервалите се

разделя на височината на пика на хистограмата. Този индекс отразява общата ВСЧ и е пряко пропорционален на парасимпатиковата активност.

3.4.1.2. Анализ в честотната област

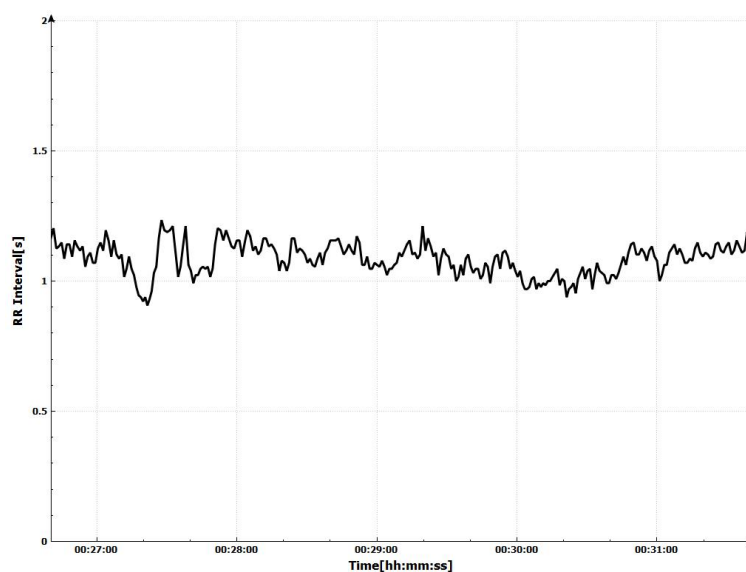
Спектралният анализ на кардиоинтервалите представя разпределението на честотите, присъстващи в RR/PP интервалите. При спектралният анализ на дълговременен 24 часов ВСЧ запис в общия честотен диапазон от 0 до 0.5Hz се разграничават четири поддиапазона, обусловени от физиологични причини (Таблица 3.1.).

Таблица 3.1. Честотно разпределение

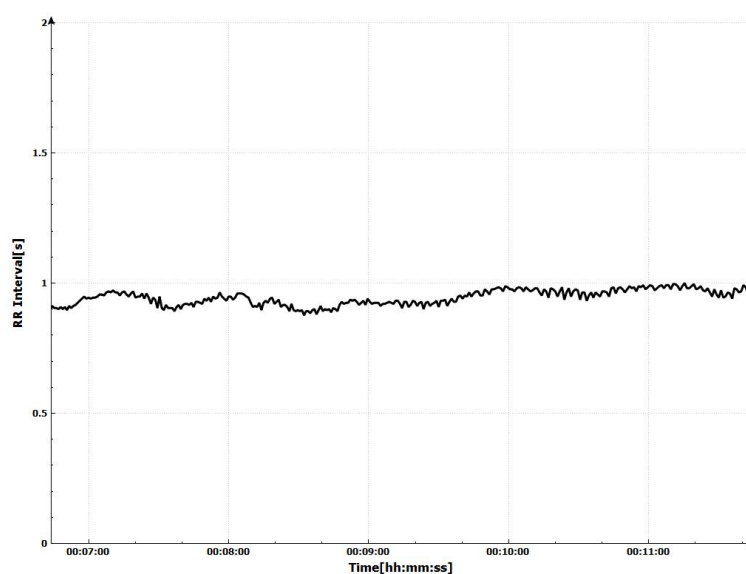
Честотен диапазон	Честота(Hz)	Причина
Общ честотен спектър (TP) Обща мощност на спектъра на сърдечния ритъм	0-0.5	Вариации на всички NN интервали. Отразява общата активност на регулаторните системи
Ултра нискочестотен диапазон (ULF)	0-0.003	Влияние на цикъла ден/нощ
Диапазон на много ниските честоти(VLF)	0.003-0.04	Физическа активност
Нискочестотен диапазон (LF)	0.04-0.15	Отразява вагална и симпатична активност на нервната система
Високочестотен диапазон (HF)	0.15-0.5	Респираторна и вагална активност на нервната система
Отношение LF/HF	-	Баланс между симпатичната и парасимпатичната активност

Отношението между нискочестотните компоненти и високочестот-

ните компоненти (LF/HF) в спектъра на ВСЧ е показател за кардиологичния симпатовагален баланс в организма. При здрави пациенти диапазоните LF и HF периодично се променят, като влиянието на LF преобладава през деня, а на HF – през нощта. При дълговременните записи нискочестотният и високочестотният диапазон съставят 5% от общата спектрална мощност, докато VLF и ULF съставят 95%. На фигури 3.6. и 3.7. са показани съответно нормална и ниска ВСЧ.



Фигура 3.6. Висока вариабилност на сърдечната честота



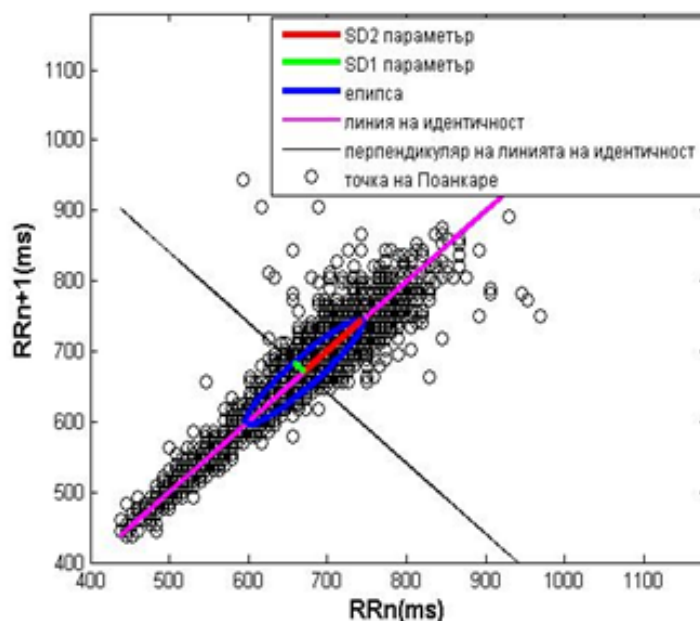
Фигура 3.7. Ниска вариабилност на сърдечната честота

3.4.2. Нелинеен анализ

3.4.2.1. Поанкаре анализ

Поанкаре методът е относително нова техника за анализиране на нелинейната динамика на ВСЧ. Той е геометричен модел, при който всеки от PP (RR) интервалите се представя като функция на предходния интервал и се нанася в координатната система. Всяка двойка PP (RR) интервали (предишен и следващ) е с координати (x, y) , където x е стойността на PP_n (RR_n) интервала, а y е стойността на PP_{n+1} (RR_{n+1}). При формирането на графиката се получава „облак“ от точки, чийто център е разположен на линията на идентичност. Линията на идентичност представлява графика на функцията $x=y$ ($PP_n=PP_{n+1}$). Ако точката е разположена над линията на идентичност, това означава, че $x < y$ ($PP_n < PP_{n+1}$). Съответно, ако точката е разположена под линията на идентичност, това свидетелства, че интервалът PP_{n+1} е по-къс от PP_n интервала. Следователно, формата на „облака“ от точки ($PP_n; PP_{n+1}$) на графиката на Поанкаре отразява изменението на продължителността на PP интервалите, т.е дисперсията. Ако върху графиката, построена чрез Поанкаре метода (фигура 3.8.), се постави елипса с надлъжна и напречна ос, могат да се изведат следните показатели:

- Дължина на елипсата ($SD2$ [ms] параметър) – този показател съответства на дългосрочната вариабилност на PP интервалите и отразява общата ВСЧ;
- Ширина на елипсата ($SD1$ [ms] параметър) – този показател представя разсейването на точките по правата перпендикулярна на линията на идентичност и е свързана с бързите вариации между отделните сърдечни удари;
- Отношение $SD1/SD2$ – този параметър отразява връзката между краткосрочната и дългосрочната ВСЧ;
- Лице на елипсата – лицето на елипсата се определя с формулата:
$$S = (SD1 * SD2 * \pi) / 4.$$



Фигура 3.8. Графика на RR/PP интервалите построена чрез метода на Поанкаре

3.4.2.2. DFA анализ

Методът DFA е подходящ за изследване на нестационарни сигнали. Той позволява определянето на динамичните мащабно-инвариантни характеристики на флуктуациите на сърдечния ритъм. Анализът е подходящ за откриване на зависимости в нееднороден по форма сигнал. Флуктуациите (F) на сигнала могат да бъдат изразени като функция от време интервалите (n) чрез формулата:

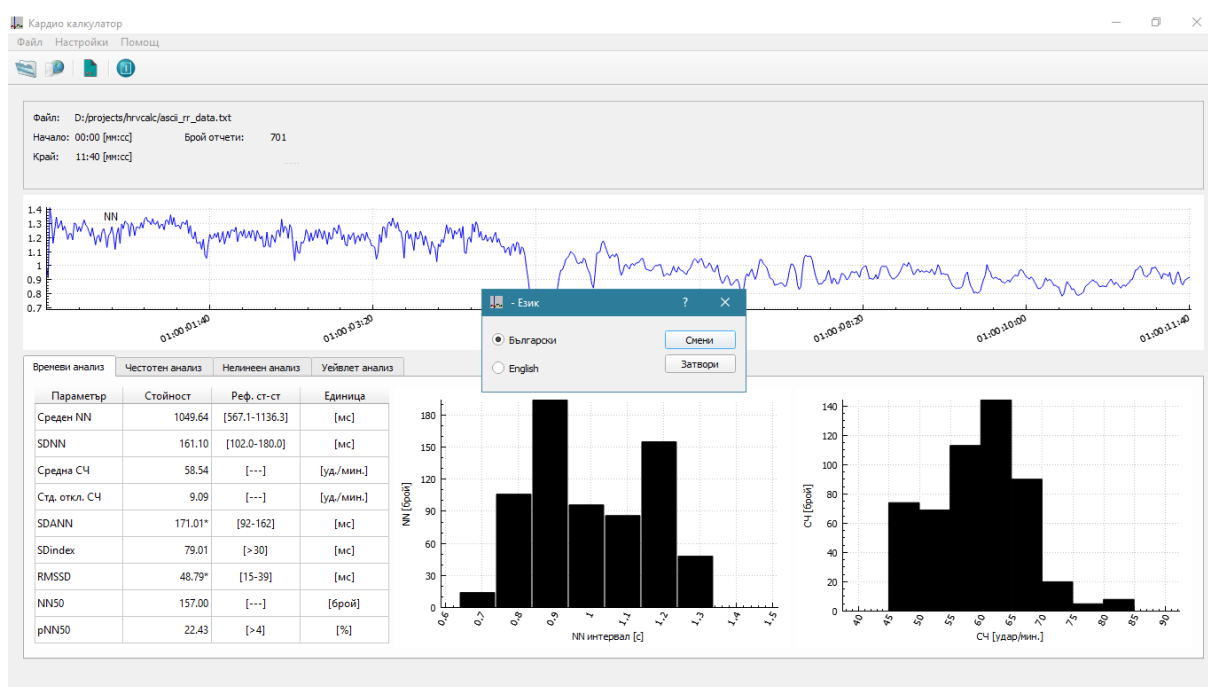
$$F(n) = pn^{\alpha}; \quad (3.10)$$

където α е мащабируем параметър, който зависи от корелационните свойства на сигнала. Чрез промяна на параметъра n може да се изследва как се променят флуктуациите на сигнала. Линейното поведение на зависимостта $F(n)$ е индикатор за съществуването на мащабируемо поведение на сигнала.

3.5. Софтуер за линеен и нелинеен анализ на ВСЧ

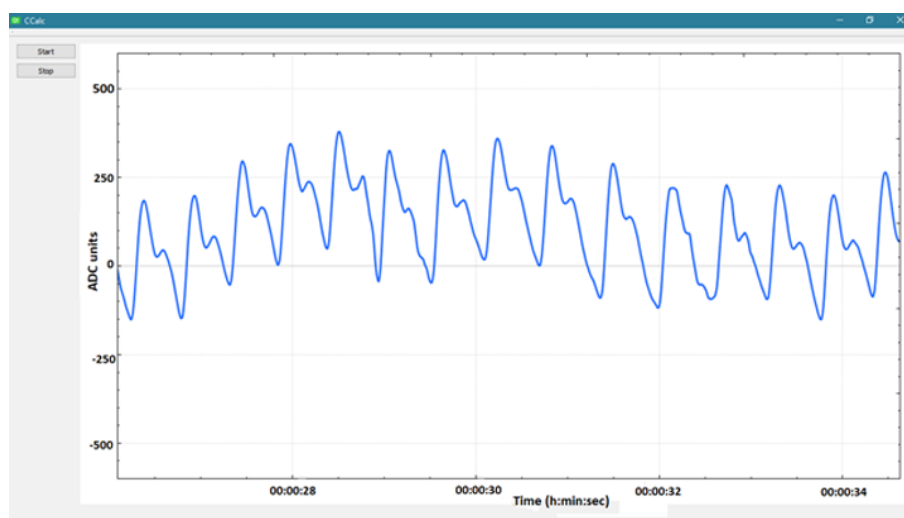
За онагледяване и извеждане на получените резултати от измерванията е създадена софтуерна програма на Visual C++ и QT, работеща под операционната система Windows. С малки промени може да бъде използвана и с други операционни системи (Linux, MacOS).

На фигура 3.9. е показана заглавната страница на разработения софтуер за анализ на ВСЧ на RR/PP сигналите. Програмата дава възможност за избор на файл с входни данни, след което започва анализът на данните.



Фигура 3.9. Изглед на екрана на софтуера с резултати

На фигура 3.10. е показана графиката на получения PPG сигнал при разположение на устройството на пръста на доброволец и използване на метода чрез отражение на светлината. Данните, показани на графиката, не са обработени – не са извършвани филтрации, осреднявания, премахване на смущения и т.н.



Фигура 3.10. Примерен сигнал получен от пръст на ръка

Използването на резултатите от изследванията на ВСЧ намира приложение в следните области:

- акушерството;
- спорта;
- работа на кардио-респираторната система;
- определяне биологичната възраст на човешкото тяло;

3.6. Изводи

В тази глава е описана демонстрационна софтуерна система за анализ на кардиологични данни получени чрез електрокардиограф, холтер или фотоплетизмографско устройство. Изводите по тази глава са следните:

1. Създадена е оригинална софтуерна система за предварителна обработка и анализ на кардиологични данни получени чрез 3 вида кардиологични данни електрокардиограф, холтер или фотоплетизмографско устройство. Обединяването на математическия анализ на 3 вида кардио данни е нов за нашата страна.
2. За целите на ефективната предварителна обработка е създаден алгоритъм за нормализиране на PP/RR интервалите. Този алгоритъм е един от приносите на дисертацията.
3. Всички менюта в създадения софтуер са с опция за избор на бъл-

гарски език или английски език.

4. В софтуерната система са включени методи за линеен и нелинеен анализ, посредством които се получават числови и графични резултати.
5. Софтуерът дава възможност да се добавят нови математически методи за анализ на ВСЧ.

Глава 4.

Експериментални резултати и приложение на системата за регистриране и анализ на кардиологични данни

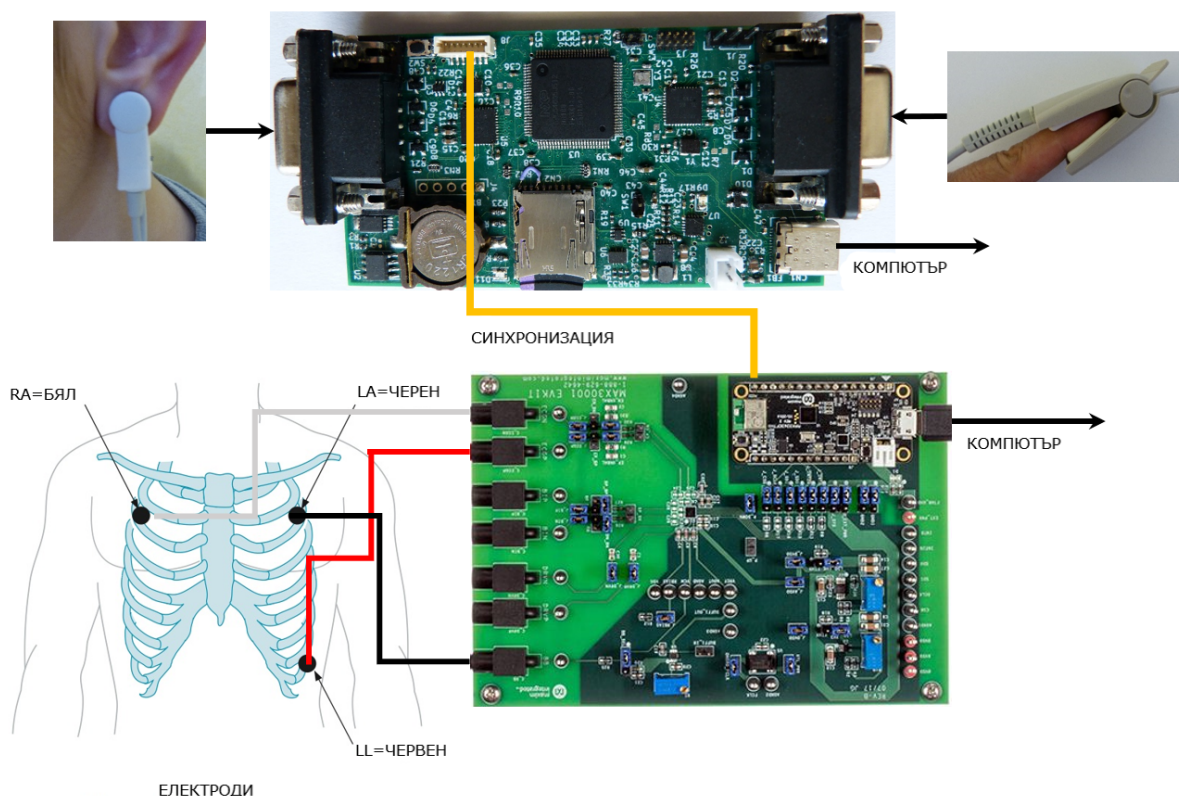
4.1. Оценка на точността на устройството за регистриране на ФПГ сигнали

С цел проверка валидността на създаденото устройство за регистриране на фотоплетизмографски сигнали е създадена експериментална постановка за едновременно (синхронно) регистриране на ЕКГ и ФПГ сигнали и сравнителен анализ на регистрираните сигнали по отношение на параметъра точност. На фигура 4.1. е показана опитната постановка, която се състои от следните няколко основни блока:

- система за регистриране на ЕКГ;
- ФПГ сензор, поставен на пръста на пациента;
- ФПГ сензор, поставен на ушната мида на пациента;
- часовник за астрономическо време;
- микроконтролер.

За регистрирането на електрокардиографските сигнали е използвана развойната система MAX30001EVSYS . За регистриране на ФПГ сигнали е използвано устройство, създадено от автора. За да могат данните от системата за регистриране на ЕКГ сигнали и устройството за регистриране на ФПГ сигнали да се прочитат по едно и също време, двете устройства са свързани чрез кабел, по който се извършва синхронизация между тях.

Сравнителният анализ между регистрираните ЕКГ и ФПГ сигнали е



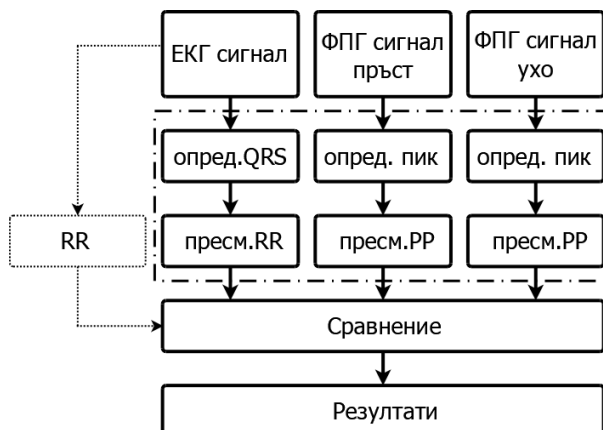
Фигура 4.1. Експериментална постановка за едновременно регистриране на ЕКГ и ФПГ сигнали

направен чрез създаден от автора софтуер. За сравнителния анализ са използвани следните данни, регистрирани от здрав субект:

- RR интервали, получени чрез вградената функция на ЕКГ сензора;
- RR интервали, получени от ЕКГ сензора, изчислени чрез създадения от автора софтуер;
- PP интервали, получени от ФПГ сензора, поставен на пръста на пациента, определени чрез създадения от автора софтуер;
- PP интервали, получени от ФПГ сензора, поставен на ухото на пациента, определени чрез създадения от автора софтуер.

Създадената експериментална система за регистриране на ЕКГ и ФПГ сигнали има възможност за връзка с персонален компютър посредством USB интерфейс. В режим офлайн системата записва RR/PP интервални серии, които впоследствие могат да се анализират. На фигура 4.2. е показана блоковата схема на алгоритъма за сравнителен анализ на ЕКГ

и ФПГ сигнали.



Фигура 4.2. Блокова схема на алгоритъма за сравнителен анализ на регистрираните ЕКГ и ФПГ сигнали

Основните стъпки на алгоритъма са следните:

1. Регистриране на сигнали, чрез ЕКГ и ФПГ сензорите.
2. Определяне QRS комплексите от ЕКГ данните.
3. Определяне върховете на сигнала от ФПГ данните.
4. Определяне на RR интервалите за ЕКГ данните.
5. Определяне на PP интервалите за ФПГ данните.
6. Прочитане на RR интервалите от модула за регистриране на ЕКГ.
7. Сравнителен анализ между четирите RR/PP интервални серии по отношение на параметъра точност, чрез изчисляване на средно-квадратичната грешка (MSE) със следната формула:

$$MSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - y_i)^2} \quad (4.1)$$

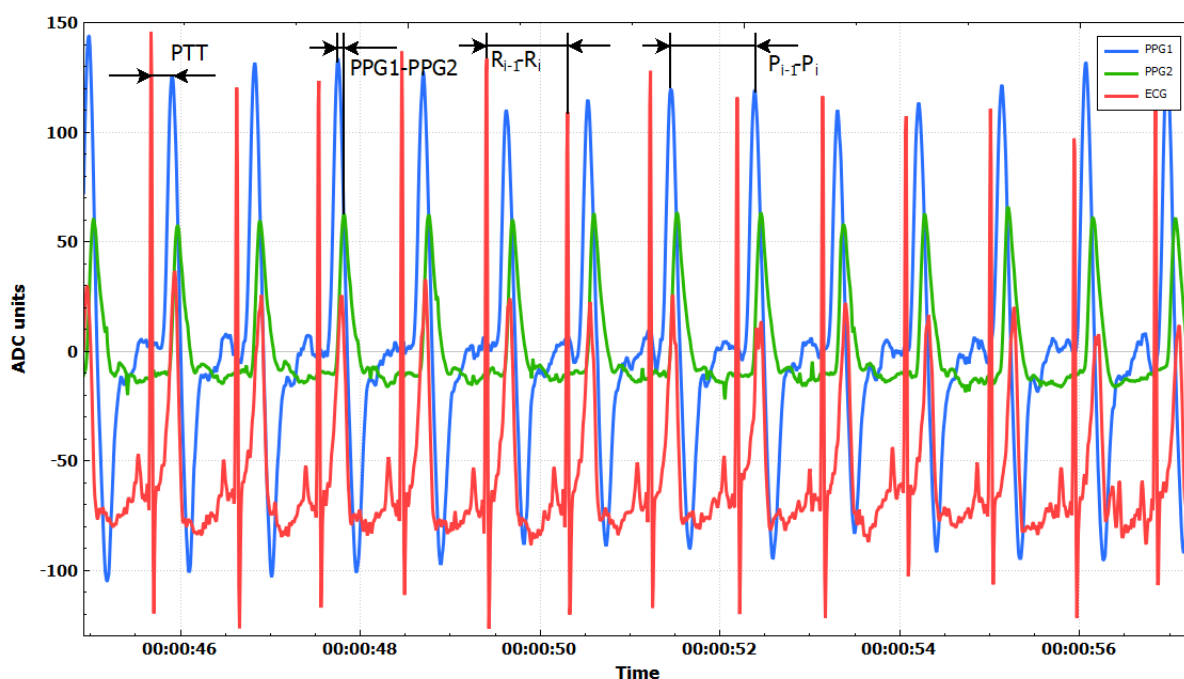
където:

x_i са RR интервалите;

y_i са PP интервалите;

N е броят на интервалите.

На фигура 4.3. са показани графиките на регистрираните фотоплетизмографски сигнали от показалеца и ухото на индивид на 49г, както и графиката на синхронно регистриран ЕКГ сигнал. Показани са само няколко секунди от сигналите, за да се наблюдава тяхната форма.



Фигура 4.3. Графика на снети синхронно ФПГ и ЕКГ сигнали

4.2. Статистически анализ и оценка на точността на създадения софтуер за анализ ВСЧ

Статистическият анализ е направен на базата на определяне на относителната грешка на сравняваните кардиологични данни.

4.2.1. Кардиологични данни, използвани за експерименталните изследвания

Настоящите изследвания се базират на кардиологични данни регистрирани от:

1. създадено експериментално ФПГ устройство;
2. холтерни записи, регистрирани в Медицински Университет, гр. Варна във връзка с работа по проект към Фонд „Научни Изследвания“ на Република България;
3. Многопрофилна Областна Болница за Активно лечение МОБАЛ „Д-р Стефан Черкезов“, Кардиологично отделение, гр. В.Търново;
4. Многопрофилна Болница за Активно лечение МБАЛ „Национална Кардиологична Болница“, Отделение по Неинвазивна Функционал-

на и Образна Диагностика, гр. София;

Всеки холтерен запис от кардиологичните бази от данни е получен в продължение на приблизително 24 часа, чрез използване от едно до четири канални отвеждания.

4.2.2. Сравнителен анализ на обработката на кардиологични данни, получени чрез холтерно устройство на SignaCor

За проведения сравнителен анализ са използвани изходните данни, записани от холтерно устройство на SignaCor. В таблица 4.1. са представени резултати от обработката на кардиологични данни, регистрирани с холтерно устройство за продължителен период от време. Продължителността на изследването е във формат дд:чч:мм:сс.

Таблица 4.1. Сравнение на броя определени QRS комплекси чрез SignaLyzer и hrvcalc

№	Име	Продължителност	QRS SignaCor [бр.]	QRS hrvcalc [бр.]	Отн. грешка [%]
1	Пациент 1	20:16:50	84440	87008	-2.95
2	Пациент 2	20:48:30	86304	86310	-0.01
3	Пациент 3	17:43:10	86206	86101	-0.12
4	Пациент 4	19:55:00	70240	70510	-0.38
5	Пациент 5	21:36:00	95571	100159	-4.58
6	Пациент 6	20:58:50	84171	84395	-0.27
7	Пациент 7	21:16:10	71904	71700	0.28
8	Пациент 8	22:18:40	82268	82296	-0.03
9	Пациент 9	20:33:20	82140	81982	0.19
10	Пациент 10	20:08:10	61460	61671	-0.34
11	Пациент 11	20:12:40	66726	66982	-0.38
12	Пациент 12	20:47:20	72034	72077	-0.06
13	Пациент 13	19:59:50	85242	85234	0.01
14	Пациент 14	20:14:00	106464	106172	0.28
15	Пациент 15	19:23:10	75221	73590	2.22
16	Пациент 16	19:44:10	86028	86086	-0.07
17	Пациент 17	20:43:40	83570	85089	-1.79
18	Пациент 18	1:01:00:00	75494	75512	-0.02

№	Име	Продължителност	QRS SignaCor [бр.]	QRS hrvcalc [бр.]	Отн. грешка [%]
19	Пациент 19	21:06:00	86128	86171	-0.05
20	Пациент 20	20:01:00	103302	103293	0.01

В колоната "QRS SingaLyzer [бр.]" е показан броят на QRS комплексите пресметнат от софтуера на холтерното устройство на SignaCor(SignaLyzer). В колоната "QRS hrvcalc [бр.]" е показан броят QRS комплекси пресметнат от създадения от автора софтуер. Относителната грешка е изчислена по следната формула:

$$E[\%] = \frac{PAR_{sw} - PAR_{hrvcalc}}{PAR_{hrvcalc}} \cdot 100 \quad (4.2)$$

където:

E - е относителната грешка в %;

PAR_{sw} - е параметърът пресметнат от единия софтуер в случая е броят QRS комплекси определен от SignaLyzer;

$PAR_{hrvcalc}$ - е параметърът пресметнат от софтуера създаден от автора в случая е броят QRS комплекси.

Получените резултати показват, че относителната грешка е по-малка от 5%, като за по-голяма част от данните относителната грешка е по-малка от 1%.

4.2.3. Сравнителен анализ на обработката на кардиологични данни чрез холтерно устройство TLC9803

За провеждането на сравнителния анализ са използвани RR интервални серии генерирани от софтуера на холтерното устройство TLC9803. В отделните колони са показани:

- резултати от обработка на данните извършена от софтуера на холтерното устройство (TLC9803) ;
- резултати от обработка на данните извършена от софтуера (Kubios) ;
- резултати от обработка на данните извършена от софтуера hrvcalc.

В таблица 4.2. са показани резултатите от сравнение на средната сърдечна честота.

Таблица 4.2. Сравнение на средна сърдечна честота $\overline{HR}$ получена от TLC9803, Kubios и hrvcalc

№	Име	продължителност	TLC9803 [уд./мин.]	Kubios [уд./мин.]	hrvcalc [уд./мин.]	Отн. грешка hrvcalc [%]	Отн. грешка Kubios [%]
1	Пациент 21	14:34:20	71	73.66	71.38	-0.53	-3.61
2	Пациент 22	19:11:18	64	67.44	64.53	-0.83	-5.10
3	Пациент 23	20:22:31	66	67.61	65.98	0.03	-2.38
4	Пациент 24	22:24:17	66	67.72	66.56	-0.84	-2.54
5	Пациент 25	14:32:46	90	91.16	89.59	0.46	-1.27
6	Пациент 26	16:58:33	79	86.32	78.95	0.07	-8.48
7	Пациент 27	22:57:33	67	68.65	67.43	-0.63	-2.40
8	Пациент 28	23:00:08	67	68.50	67.09	-0.14	-2.19
9	Пациент 29	17:45:43	68	70.31	68.78	-1.14	-3.29
10	Пациент 30	23:40:32	74	74.88	73.84	0.21	-1.18
11	Пациент 31	19:18:03	73	74.88	73.58	-0.79	-2.51
12	Пациент 32	20:49:02	63	64.38	62.88	0.19	-2.14
13	Пациент 33	18:45:40	75	76.60	75.66	-0.87	-2.09
14	Пациент 34	23:36:22	86	87.28	85.66	-1.47	-1.47
15	Пациент 35	20:14:42	72	75.99	72.37	-0.50	-5.25
16	Пациент 36	23:08:26	65	70.06	65.11	-0.17	-7.22
17	Пациент 37	23:59:47	85	92.18	84.81	0.22	-7.79
18	Пациент 38	21:37:25	76	80.94	76.02	-0.03	-6.10
19	Пациент 39	21:47:02	72	74.80	71.87	0.18	-3.74
20	Пациент 40	15:52:33	90	91.17	90.06	-0.07	-1.28

Получените резултати показват, че при Kubios относителната грешка е под 9%, а при разработения от автора софтуер (hrvcalc) е под 2%.

В заключение може да се обобщи, че софтуерът, предложен от автора, за определяне на броя на QRS комплексите, броя на RR интервалите, както и тяхната средна стойност, е подходящ поради малката относителна грешка.

4.3. Резултати от анализ на ВСЧ във времевата област

Анализът на ВСЧ във времевата област е направен на базата на следните 4 групи сигнали:

- RR серии на 16 здрави контроли (51.8 ± 8.2 години);
- RR серии на 38 пациента със сърдечна недостатъчност (58.8 ± 7.1 години);
- RR серии на 23 пациента с исхемична болест (61.8 ± 5.3 години);
- RR серии на 15 пациента със синкоп (63.8 ± 3.7 години).

В таблица 4.3. са показани резултати от статистическия анализ във времевата област на трите групи пациенти с различни заболявания и една контролна група здрави.

Таблица 4.3. Статистически анализ на резултати от изследване във времевата област

Параметри	Група 1 mean±sd	Група 2 mean±sd	Група 3 mean±sd	Група 4 mean±sd	P _{ст-ст}
Mean RR	840.8±68.2	886.5±195.4	887.1±127.4	951.7±146.4	0.3
Mean HR	74.1±6.1	72.8±18.1	65.1±11.3	66.6±10.7	0.09
SDNN	135.9±33.9	120.8±11.8	122.9±49.6	145.9±38.1	0.02
SDANN	125.2±32.3	92.4±47.6	100.1±48.1	119.4±42.1	0.03
SD _{index}	64.6±12.6	63.9±35.1	60.1±29.1	45.2±15.2	0.16
RMSSD	28.3±11.3	66.4±42.1	56.2±36.6	40.1±13.5	0.001
pNN50	12.4±11.1	28.6±25.1	22.7±22.1	10.6±8.7	0.01

Разликите между стойностите на параметрите на изследваните групи са тествани чрез ANOVA тест и са приемани за достоверни при ниво на значимост $p < 0.05$. От изследваните параметри само параметрите SDNN, SDANN, RMSSD и pNN50 имат статистическа значимост ($p < 0.05$).

4.4. Резултати от анализ в честотната област

Анализът на фотоплетизмографските данни в честотната област е извършен върху 20-минутен сигнал.

Върху получените стойности на изследваните параметри (таблица 4.4.) е проведен статистически анализ и е определен параметърът $P_{\text{CT-CT}}$.

Таблица 4.4. Статистически анализ на резултати от изследване в честотната област

Параметри	Аритмия mean±sd	Сърд. недост. mean±sd	Здрави mean±sd	$P_{\text{CT-CT}}$
VLF(ms ²)	10648.57±420.73	10893.72±487.16	11001.12±648.31	0.067
LF(ms ²)	598.51±186.29	481.84±206.65	1246.24±209.73	0.0001
HF(ms ²)	783.22±236.82	586.88±143.16	761.85±311.46	0.05
LF/HF	0.76±0.24	0.82±0.51	1.64±0.82	0.0001

Изследванията върху трите групи индивиди показват статистическа значимост на параметрите в нискочестотната и високочестотната област и на индекса на симпатовагалия баланс ($p < 0.05$).

4.5. Резултати от нелинеен анализ

В таблица 4.5. са показани стойностите на параметрите SD1 и SD2, отношението между тях и лицата на елипсите на изследваните групи. По-ниските стойности на параметрите SD1 и SD2 при болните пациенти

Таблица 4.5. Статистически анализ на резултати от изследвания чрез метода на Поанкаре

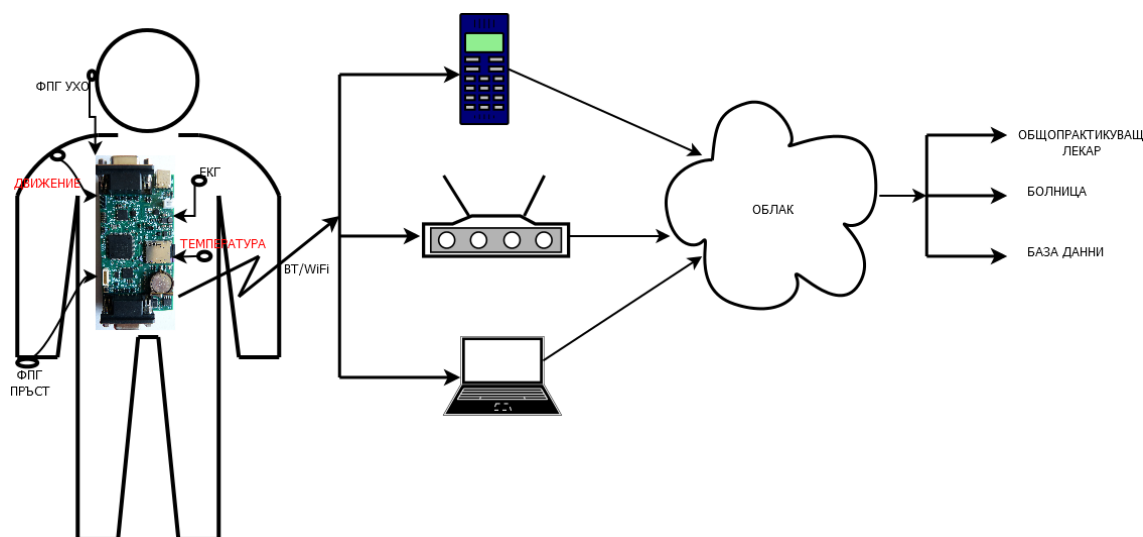
Параметри	Аритмия n=20 mean±sd	Сърдечна не- достатъчност n=20 mean±sd	Здрави n=20 mean±sd	$P_{\text{CT-CT}}$
SD1[ms]	63.2±10.2	44.5±12.8	46.94±17.5	<0.01
SD2[ms]	260.1±27.8	101.3±22.1	110.2±21.6	0.0001
SD1/SD2	0.25±0.08	0.61±0.2	0.52±0.29	0.02
S[ms ²]	13 062±52	3532±31	3600±45	0.0001

води до намаляване на ВСЧ. Отношението SD2/SD1 е най-малко при

здравите субекти и също има статистическа значимост ($p < 0.005$). Намаляването на параметрите SD1 и SD2 води до намаляване на лицата на елипсите при болните пациенти.

4.6. Приложение на разработеното портативно устройство

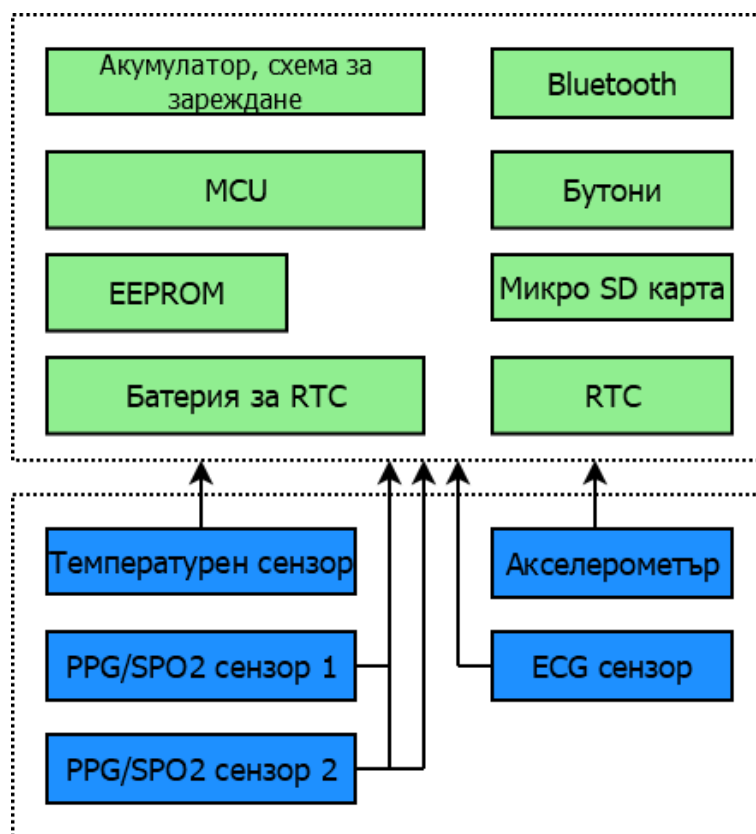
В настоящата дисертационна работа е представена експериментална безжична сензорна мрежа (фигура 4.4.) за отдалечено наблюдение на кардиологичното състояние на пациентите чрез регистрация, математически анализ и оценка на кардиологични сигнали.



Фигура 4.4. Безжична сензорна мрежа

Блоковата схема на създадения мрежов възел на експерименталната безжична сензорна мрежа е показана на фигура 4.5., която се състои от следните два модула:

- първият модул съдържа сензори за ЕКГ, ФПГ, температура, движение, SpO_2 ;
- вторият модул е електронно устройство, което извършва следните основни дейности: запис, проверка за коректност и предварителна обработка на регистрираните сигнали от сензорните устройства, намаляване на шумовете чрез използване на ниско и високочестотни филтри.



Фигура 4.5. Блокова схема на експериментална безжична сензорна мрежа

Получените данни от сензорите се приемат и обработват от създадено специално за целта портативно устройство, описано във втора глава на дисертационния труд с добавени допълнителни възможности, а именно да приема и обработва сигнали и от други безжични сензорни устройства, ЕКГ, температура, движение и други. Получените данни от портативното устройство се предават към специализиран софтуер, разработен от автора, за по нататъшна обработка и математически анализ, който може да се извършва по два начина: в реално време или офлайн режим чрез SD карта (фигура 4.5.).

Регистрираните данни, както и получените резултати от математическия анализ за наблюдавания пациент се записват в база от данни, намираща се в сървър, разположен в облак. При установяване на значителни отклонения в стойностите на параметрите, показващи нарастващ риск от животозастрашаващо събитие (влошаване на сърдечната дейност) може да се генерира съобщение към личен лекар, спешна помощ

или близък роднина.

В Таблица 4.6. са показани резултатите от математическия анализ на RR интервалните серии, регистрирани чрез ЕКГ сензор, измерената телесна температура, брой крачки и SpO₂. Данните съответстват на здрав субект и са за период от 24 часа, състоящи се от 90 000 RR интервала. Ако получените стойности са в границите на референтните стойности, се отбелязва в полето статус - N, ако стойността е под долната граница на референтните стойности, се отбелязва - L, а ако е над горната граница - H. Получените стойности на изследваните параметри, показани в Таблица 4.6. са в границите на референтните стойности, което е доказателство, че тези данни се отнасят за здрав субект.

Таблица 4.6. Резултати от анализа на изследваните параметри, чрез безжична сензорна мрежа

	Параметър	Измерена стойност	Референтна стойност	Състояние
Анализ във времевата област	RR ср.			N
	SDNN[ms]	131	141±39	N
	SDANN[ms]	122	127±35	N
	RMSSD[ms]	20	27±12	N
	pNN50[%]	7.8	-	-
	HRV _{ti} [num]	32	37±15	N
Анализ честотната област	Total power[ms ²]	3123	3466±1018	N
	LF[ms ²]	1241	1170±416	N
	HF[ms ²]	873	975±203	N
	LF[nu]	48	54±4	N
	HF[nu]	28	29±3	N
	LF/HF	1.71	1.5-2.0	N
Други данни	Температура[°C]	36.7	37 °	N
	Крачки[брой]	12000	>10000	N
	SPO ₂	98%	>95%	N

Прилагането на дистанционно наблюдение на пациентите чрез безжична сензорна мрежа ще даде възможност да се постигне значителен успех в диагностиката и профилактиката на редица сърдечно-съдови заболявания, да се направи крачка към персонализация и оптимизация

на медицинската помощ.

4.7. Изводи

1. Регистрацията и анализът на ЕКГ и ФПГ сигналите са ключови фактори при неинвазивните изследвания и диагностика на сърдечно-съдови заболявания, използвани днес в кардиологията. Синхронното регистриране на ЕКГ и ФПГ сигналите разширява възможността за комплексна диагностика на сърдечно-съдовите заболявания, поради взаимната корелация на данните, получени от двата вида сигнали.
2. От направените експериментални изследвания за работата на портативното ФПГ устройство чрез сравнение с втори референтен метод – електрокардиограма следва, че устройството е приложимо за регистриране на пулсови вълни. Разработеното фотоплетизмографско устройство може да бъде използвано в медицинската клинична практика за проследяване състоянието на сърдечно болните пациенти, в анистезиологията и в реаниматологията.
3. Създаденият софтуер за предварителна обработка на кардиологични сигнали, в резултат на което се създават RR (PP) интервални серии, е подходящ поради малката относителна грешка (по-малка от 5%).
4. Създаденият софтуер за математически анализ на RR (PP) интервалните серии позволява да се откриват сърдечно-съдови нарушения, ако има такива. Той може да се използва за диагностични цели.
5. Представена е нова експериментална безжична сензорна мрежа за отдалечено наблюдение на пациенти със сърдечно-съдови заболявания. Регистрацията на данните се извършва с безжични сензори, а чрез създадената софтуерна система се обработват, анализират и съхраняват получените данни и резултати. При прогноза за настъпване на рисково събитие се генерира съобщение към лекар, бърза помощ или роднина на пациента.

Заклучение

Съвременните медицински устройства, базирани на ФПГ технологията, измерващи сърдечната честота посредством оптични методи, могат да бъдат използвани за адекватна и точна оценка на дейността на сърдечно-съдовата система по време на ежедневната дейност на индивидите, както и по време на екстремни ситуации, като: натоварване, стрес др. С тяхна помощ могат да се следят процесите на развитие на сърдечно-съдовите заболявания, както и други промени в здравословния статус на пациентите, както и да се отчитат процесите на стареене в човешкия организъм. ФПГ технологията има потенциала да осигури алтернативно измерване на редица функционални показатели, дългосрочна мониторингова дейност при това бързо, евтино, надеждно и сигурно. ФПГ базираните устройства могат да бъдат проектирани така, че да бъдат носени на китката на ръката като гривна, на пръста като пръстен, на челото като лента, могат да бъдат интегрирани в дрехата на човека и т.н., осигурявайки по този начин на притежателите си незабележимо наблюдение на здравословното им състояние.

Представената нова автоматизирана система в дисертационната работа се състои от:

- портативно устройство за регистрация на фотоплетизмографски сигнали;
- софтуер за предварителна обработка на сигналите, включваща: преобразуване на аналоговите сигнали в цифрови, нискочестотно и високочестотно филтриране, определяне на РР интервалните серии;
- софтуер за линеен и нелинеен математически анализ на кардиологични данни (РР интервални серии).

Създаденото портативно устройството има следните характеристики: комуникационни възможности; поддръжка на различни типове сензори; ниска цена; универсалност; достъпност, което може да бъде използвано в медицинската клинична практика за проследяване състоянието на сърдечно болните пациенти, в анистезиологията и в реаниматологията.

Устройството е подходящо при продължително изследване на пациенти и има предимството да осигурява по-добър комфорт на наблюдавания индивид в сравнение с конвенционалните методи, като дава възможност за отдалечено следене на сърдечната дейност и може да бъде използвано в системите за отдалечено наблюдение на рискови пациенти със сърдечносъдови проблеми.

Създаденият експериментален софтуер за линеен и нелинеен математически анализ на кардиологични данни (PP интервални серии) има за цел формирането на параметрична и графична оценка на здравния статус на пациентите.

Създадената кардиологична система дава възможност за дългосрочно наблюдение и оценка на основни показатели за сърдечната дейност на изследваните индивиди, получени от математическия анализ на кардиологичните данни. Системата дава възможност и за едновременно наблюдение на множество пациенти и получаване на кардиологична консултация и лечение от лекари, намиращи се в реномирани отдалечени медицински институти.

Бъдещото развитие на създадена система за анализ на кардиологични сигнали ще продължи в няколко направления:

1. добавяне на възможност за регистриране на ЕКГ сигнали;
2. добавяне на температурен сензор;
3. добавяне на инерционен сензор с цел по-добро определяне и отстраняване на артефакти възникнали по време на движение;
4. оптимизиране софтуера на създаденото устройство с цел намаляване консумацията на енергия, респективно по-продължителна автономна работа;
5. оптимизиране на създадения софтуер за анализ на ВСЧ.

Приноси

Научно-приложни приноси

1. Създадено е ново портативно устройство за регистриране на кардиологични сигнали, на базата фотоплетизмографски метод с възможност за позиционирането му на различни части от човешкото тяло (пръсти на ръката и ухото).
2. Създадени са нови алгоритми за предварителна обработка на регистрирани ЕКГ и ФПГ сигнали, включващи: преобразуване на аналоговия сигнал в цифров, нискочестотно и високочестотно филтриране, определяне на RR (PP) интервалните серии.
3. Създаден е нов комуникационен протокол за осъществяване на двустранна връзка между портативното фотоплетизмографско устройство и персонален компютър.

Приложни приноси

4. Програмно са реализирани алгоритмите за предварителна обработка на регистрираните ЕКГ и ФПГ сигнали.
5. Създаден е софтуер за анализ на вариабилността на сърдечната честота чрез използване на линейни и нелинейни математически методи, който е изграден на модулен принцип и позволява да бъдат добавяни допълнителни функционални възможности при необходимост.
6. За валидиране на създаденото ново портативно ФПГ устройство са направени експериментални изследвания за работата му чрез сравнение с втори референтен метод – електрокардиограма.
7. Създадена е експериментална безжична сензорна мрежа за отдалечено наблюдение на пациенти със сърдечно-съдови заболявания, като са използвани безжични сензори за регистриране на данни: RR и PP интервални серии, температура, брой крачки, SpO_2 .

Списък на публикациите

- 1 Cheshmedzhiev, K., E. Gospodinova, M. Gospodinov, P. Lebamovski. Electronic sensor system for registering ECG and PPG signals. In *International Conference on Computer Systems and Technologies' 21*, pages 141-144 (2021). **SJR=0.18**.
- 2 Cheshmedzhiev, K. Registering and processing of a photoplethysmography signals. *Innovative STEM Education*, volume 3, 2021. ISSN 2683-1333.
- 3 Georgieva-Tsaneva, G., E. Gospodinova, M. Gospodinov, K. Cheshmedzhiev. Cardio-diagnostic assisting computer system. *Diagnostics*, volume 10(5):322, 2020. **IF=3.706**.
- 4 Georgieva-Tsaneva, G., E. Gospodinova, M. Gospodinov, K. Cheshmedzhiev. Portable sensor system for registration, processing and mathematical analysis of PPG signals. *Applied Sciences*, volume 10(3):1051, 2020. **IF=2.679**.
- 5 Gospodinova, E., M. Gospodinov, G. Georgieva-Tsaneva, K. Cheshmedzhiev. Body sensor network for remote monitoring of patient cardiac status. In *2020 XI National Conference with International Participation (ELECTRONICA)*, pages 1-4 (IEEE, 2020).
- 6 Gospodinov, M., K. Cheshmedzhiev. Three-sensor portable information system for physiological data registration. In *Proceedings of the 20th International Conference on Computer Systems and Technologies*, pages 36-41 (2019). **SJR=0.2**.
- 7 Gospodinov, M., E. Gospodinova, G. Georgieva-Tsaneva, K. Cheshmedzhiev. Portable photoplethysmography-based device for computer diagnostics. In *Manufacturing Systems*, volume 1 (2018).
- 8 Cheshmedzhiev, K., G. Georgieva-Tsaneva. Obtaining the physiological data using the photoplethysmographic method. In *CBU International Conference Proceedings*, volume 6, pages 881-886 (2018). **индексирано в WoS**.

Забелязани цитирания

Статия: Gospodinov, Mitko, **Cheshmedzhiev, Krasimir**. Three-Sensor Portable Information System for Physiological Data Registration. In: Proceedings of the 20th International Conference on Computer Systems and Technologies., p. 36-41., 2019

1. GEORGIEVA-TSANEVA, Galya. APPLICATION OF LINEAR METHODS FOR ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY., <http://www.math.bas.bg/vt/stemedu/book-2/03-STEMedu-2020.pdf>, 2020
2. GEORGIEVA-TSANEVA, Galya. Body Sensors System for Physiological Data Long-term Monitoring. In: Proceedings of the 21st International Conference on Computer Systems and Technologies' 20. pages 19-26., <https://doi.org/10.1145/3407982.3408009>, 2020

Статия: Georgieva-Tsaneva, G., Gospodinova, E., Gospodinov, M., **Cheshmedzhiev, K.**, Portable sensor system for registration, processing and mathematical analysis of ppg signals. Applied Sciences, 10(3), 1051., 2020

3. Скрипаль, А. В., Добдин, С. Ю., Джафаров, А. В., Чернецова, И. А. Анализ формы пульсовой волны артериальных сосудов по спектру автодинного сигнала лазерного интерферометра. Квантовая электроника, 51(1), 33-37., 2021
4. Skripal, A. V., Dobdin, S. Y., Dzhafarov, A. V., Chernetsova, I. A., Analysis of the pulse waveform in arterial vessels using the spectrum of the autodyne signal of a laser interferometer. Quantum Electronics, 51(1), 33., <https://iopscience.iop.org/article/10.1070/QEL17477/meta>, 2021
5. Perpetuini, D., Chiarelli, A. M., Cardone, D., Rinella, S., Massimino, S., Bianco, F., ... Merla, A., Photoplethysmographic prediction of the ankle-brachial pressure index through a machine learning approach. Applied Sciences, 10(6), 2137., <https://doi.org/10.3390/app10062137>,

2020

6. Vavrinsky, E., Subjak, J., Donoval, M., Wagner, A., Zavodnik, T., Svobodova, H., Application of modern multi-sensor holter in diagnosis and treatment. *Sensors*, 20(9), 2663., <https://doi.org/10.3390/s20092663>, 2020
7. Bogdanova, G., Todorov, T., Noev, N. "Methods for semantic description of digital data in the field of medical systems". Scientific conference with international participation STEMEDU-2020, June 2020, Veliko Tarnovo, ISSN: 2683-1333, pp. 48-55, (in Bulgarian)., <http://www.math.bas.bg/vt/stemedu/book-2/06-STEMedu-2020.pdf>, 2020
- Статия: Georgieva-Tsaneva, G., Gospodinova, E., Gospodinov, M., Cheshmedzhiev, K., Cardio-Diagnostic Assisting Computer System. *Diagnostics*, 10(5), 322. **IF=3.706**, 2020
8. Chun-ke Zhang, Lu Liu, Wen-jie Wu, Yi-qin Wang, Jian-jun Yan. Identifying Coronary Artery Lesions by Feature Analysis of Radial Pulse Wave: A Case-Control Study. *BioMed Research International* 2021(13):1-8. <https://doi.org/10.1155/2021/5047501>, 2021
9. Wei, H. C., Hu, W. R., Ta, N., Xiao, M. X., Tang, X. J., Wu, H. T., Prognosis of Diabetic Peripheral Neuropathy via Decomposed Digital Volume Pulse from the Fingertip. *Entropy*, 22(7), 754., <https://doi.org/10.3390/e22070754>, 2020
10. Bogdanova, G., Todorov, T., Noev, N. "Methods for semantic description of digital data in the field of medical systems". Scientific conference with international participation STEMEDU-2020, June 2020, Veliko Tarnovo, ISSN: 2683-1333, pp. 48-55, (in Bulgarian)., <http://www.math.bas.bg/vt/stemedu/book-2/06-STEMedu-2020.pdf>, 2020

Portable computer system for cardiac signals

summary

The goal of the dissertation is research, design and implementation of an automated system consisting of portable device for recording cardiac signals based on photoplethysmographic technology and processing software for analysis and evaluation of the registered signals.

Modern medical devices based on PPG technology for measuring heart rate by optical methods, can be used for adequate and accurate evaluation of the activity of the cardiovascular system during the daily activities of the humans, as well as during extreme situations, such as: loading, stress etc. With their help, the processes of development of cardiovascular disease can be monitored, as well as other changes in health status of patients, as well as to take into account the aging process in the human body.

A review of the scientific literature on the achievements in recent years related to the variability of heart rate and the application of photoplethysmographic techniques as a way to record cardiac signals and data was made.

A portable photoplethysmographic device for recording cardiac signals has been developed and tested.

A software program has been created to illustrate and display the obtained data.

A couple of experiments was made to prove that the results obtained from PPG device and software program was accurate.

The created cardiology system allows long-term monitoring and evaluation of key indicators of cardiac activity of the studied individuals based on the mathematical analysis of cardiac data.

Благодарности

Изказвам най-искрена признателност и благодарност към доц. д-р Митко Господинов за неговите съвети, препоръки и напътствия не само в научен, но и в житейски план.

Благодаря на научния си консултант доц. д-р Евгения Господинова за неограничената помощ при написването на тази дисертация.

Благодаря на колегата си доц. д-р Галя Георгиева за нейното професионално мнение и конструктивна критика.

Благодаря на всички колеги от Института по роботика, които с мнения, въпроси и предложения направиха възможно дисертацията да стане по-добра.