

БЪЛГАРСКА АКАДЕМИЯ НА НАУКИТЕ  
ИНСТИТУТ ЗА КОСМИЧЕСКИ ИЗСЛЕДВАНИЯ И ТЕХНОЛОГИИ

---

гл. ас. инж. Стоян Колев Танев

**ПРОДЪЛЖИТЕЛНО НАБЛЮДЕНИЕ НА ВАЖНИ  
ПАРАМЕТРИ НА СЪРДЕЧНО-СЪДОВАТА СИСТЕМА  
В ЕКСТРЕМНИ УСЛОВИЯ**

**АВТОРЕФЕРАТ**

**НА ДИСЕРТАЦИОНЕН ТРУД ЗА ПРИСЪЖДАНЕ НА ОБРАЗОВАТЕЛНА И  
НАУЧНА СТЕПЕН “ДОКТОР”**

**Научна специалност: 02.21.07 “Автоматизирани системи за обработка на  
информация и управление” (космически изследвания)**

**консултант: проф. дтн. Иван Доцински**

София

2014

Дисертационния труд е докладван пред разширен семинар на научно направление «Аерокосмически системи за управление» - Институт за космически изследвания и технологии –БАН гр. София.

Докторантът работи като гл. асистент в секция «Аерокосмичека техника и технологии» в института за космически изследвания и технологии-БАН.

Защитата на дисертационния труд ще се състои на 10.02.2014 г. от 10:00 ч в зала 1 на блок 29, ул. “Акад. Г.Бончев”, Институт за космически изследвания и технологии - БАН.

Материалите по защитата са на разположение на интересуващите се в сайта на института [www.space.bas.bg](http://www.space.bas.bg) и канцеларията на ИКИТ бл.1, ет.3.

## **УВОД**

Сърдечно-съдовата система поддържа жизнено важното за организмите кръвообращение. То е обект на продължително наблюдение и анализ при пациенти в критично състояние и на лица в екстремни условия. В тези случаи най-информативните параметри са ритъмният анализ на електрокардиограмата (ЕКГ) и измерването на артериалното кръвно налягане (АКН).

Ритъмният анализ се състои в разпознаване на камерните съкращения на сърцето и разграничаването им на нормални QRS комплекси и екстрасистоли.

Отвеждането и регистрирането на ЕКГ сигналите се придружава от редица смущения. Методите и алгоритмите за тяхното отстраняване или потискане зависят от целта на анализа и амплитудно-честотни им характеристики.

Мрежовите смущения се дължат на разликите в електродните импеданси и паразитните токове, протичащи в тялото на пациента и свързващите проводници. Дрейфът на изоелектричната линия е феномен, който се предизвиква от промени в контакта между електрода и кожата. Краткотрайното влошаване (прекъсване) на този контакт и тремор на пациента са други възможни смущения по време на ЕКГ записите.

Традиционните методи за измерване на АКН са неприложими в екстремна среда, каквато напр. е боен полет с изстребител. Изследваното лице се намира в условия на динамично претоварване в широки граници от  $-1\text{ g}$  до  $10\text{ g}$ , висока степен на вибрации и силен шум. Това прави невъзможно прилагането на традиционните методи.

Пулсометричният времеви метод (РТТ) се основава на закъснението на пулсовата вълна спрямо QRS комплекса, регистрирано най-често с фотоплетизмограф.

Детекцията на пулсовата вълна е несигурна. Нейната форма в реални условия се променя в много широки граници. Налице са смущения от паразитни източници на светлина, които се наслаждат върху излъчването на еталонния източник на фотоплетизмографа.

Публикуваните резултати се отнасят предимно до оценка на систолното налягане по РТТ метода. Малък брой изследвания са посветени на диастолното налягане.

Дисертационният труд е посветен на продължителното наблюдение на важни параметри на сърдечно-съдовата система в екстремни условия. Направени и получени са следните изследвания и резултати:

- Разработен е бързодействащ алгоритъм за детекция на камерни контракции в продължителни ЕКГ записи с значителни двигателни смущения. Ефективността на алгоритъма е проверена с международно признати база данни.
- Разработени са метод и бързодействащ алгоритъм за разделяне на камерните контракции в два класа: на нормални синусови и на екстрасистоли. Високата точност на алгоритъма е потвърдена чрез използване на същите бази данни.
- Използвани са принципи на затворената хидравлична система за определяне на индивидуалните коефициенти на изследваното лице и за въвеждане на нов коефициент, позволяващи изчисляването на диастолното и систолно налягане в екстремни условия чрез непрекъснато измерване на времето за разпространение на пулсовата вълна.
- Разработени са модули, прилагащи направените разработки, които са внедрени в проекти в областта на наземни и космически изследвания.

## **ГЛАВА 1**

### **1. ЛИТЕРАТУРЕН ОБЗОР**

Сърдечно-съдовата система поддържа жизнено важното за организмите кръвообращение, което доставя кислород, хранителни вещества, хормони и витамини до всички клетки на тялото и подпомага отделянето на отпадните вещества. Регулаторните

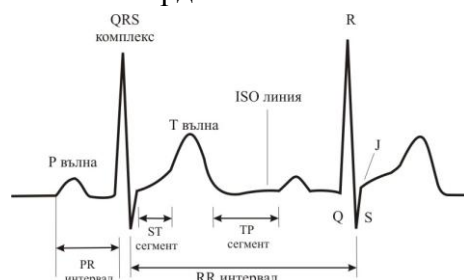
механизми на системата са обект на задълбочени изследвания и анализ. Измерването на параметри и регистрирането на биомедицински сигнали, съпровождащи дейността на сърдечно-съдовата система, са в основата на съвременната диагностика. Анализът е време-амплитуден. Важно място заема продължителното наблюдение на пациенти в застрашаващо живота състояние и на лица в екстремни условия. Натоварването на организма в последния случай изисква специфични методи, хардуер и софтуер за измерване на жизнено важни параметри. Между тях най-информативни са ритъмният анализ на електрокардиограмата и артериалното кръвно налягане.

## 1.1. Извличане на информация от електрокардиограмата

### 1.1.1. Общи сведения

Електрокардиограмата (ЕКГ) представлява запис на електричната активност на сърцето от различни точки на тялото. В рутинната практика се работи с 12 стандартни отвеждания (периферни I, II и III; на Goldberger aVR, aVL и aVF; гръдни V<sub>1</sub>÷V<sub>6</sub>), които се получават от електроди, разположени върху крайниците и гръдния кош на пациента. При продължително наблюдение на сърдечната дейност, напр. в отделенията за интензивни грижи и при 24 часови (Holter) записи, се използват и други отвеждания.

ЕКГ съдържа три основни вълни P, QRS и T. Те съответстват на отделни фази на възбуждане (деполяризация) на сърдечния мускул (миокард), които управляват помпената дейност на сърцето. Възбуждането се генерира циклично от синусовия възел, разположен в дясното предсърдие, и се разпространява от специфична проводяща система. P вълната е образ на предсърдна (атриална) деполяризация, QRS комплексът съответства на камерна (вентрикуларна) деполяризация, а T вълната отбелязва края на сърдечния цикъл, при който настъпва тотална поляризация на миокарда.



Фиг. 1.1 - Параметри и характерни точки на ЕКГ

На фиг. 1.1 е показан типизиран ЕКГ сигнал, съответстващ на II стандартно отвеждане. Разстоянията между две вълни се означават като интервали, а частите от ЕКГ сигнала, които се заграждат от края на вълна и началото на следващата вълна, се отбелязват като сегменти. В рамките на RR интервала се наблюдават три сегмента: PR, ST и TP. Всъщност, реалните електрокардиограми много често се различават значително от образа, показан на фиг. 1.1. При някои сърдечни патологии, част от вълни и сегменти могат да липсват или да се появяват повече от един път.

ЕКГ сигналите имат типична максимална амплитуда от 1 mV в зоната на QRS комплекса, а необходимата разделителната способност за коректен анализ е най-често 5  $\mu$ V. Полезната информация се съдържа в честотната лента от 0.3 Hz до 125 (150) Hz. Най-често сигналите са насложени с редица смущения.

Броят на QRS комплексите в широко разпространените продължителни 24-часови (Holter) ЕКГ записи надхвърля сто хиляди. Амплитудата и формата им зависят от анатомичните особености и здравословното състояние на изследвания субект.

Автоматизираният анализ на ЕКГ включва предварителна обработка на електрокардиограмата (Томпкинс и Уэбстер, 1985; Clifford *et al*, 2006). Точните граници на двата етапа трудно могат да бъдат дефинирани. Морфологичният анализ генерира диагностични заключения, основани на измерване на амплитуди, ширини и поляриности на

вълните; съотношения между тях; сравняване на получените стойности с такива от създадени от специалисти бази данни.

Параметрите на вълните се измерват след като се разпознаят QRS комплексите, които са електрически образ както на нормалните камерни съкращения (контракции), така и на екстрасистолите – преждевременно или закъсняло съкращаване на камерите.

Разграничаването на екстрасистолите от нормалните QRS комплекси е обект на ритъмния анализ на ЕКГ (Томов и Томов, 1972). Екстрасистолите са камерни и предсърдни. Първите се предизвикват от възбудени структури в камерите и представляват променени по форма комплекси. Вторите екстрасистоли се предизвикват в дясното предсърдие, след което се разпространяват по нормален път, поради което не се различават по форма от нормалните контракции.

### 1.1.2. Предварителна обработка на ЕКГ

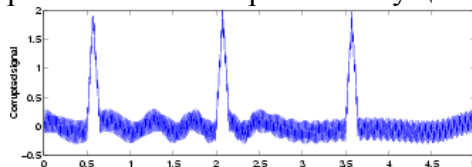
Посочените по-горе особености на автоматизирания морфологичен и ритъмен анализ потвърждават необходимостта от предварително отстраняване или потискане на смущенията, придружаващи отвеждането и регистрирането на ЕКГ сигналите. Методите и алгоритмите за постигане на това са разнообразни, тъй като смущенията се различават по произход и амплитудни и честотни характеристики.

#### 1.1.2.1. Мрежови смущения

Дължат се на разликите в електродните импеданси и паразитните токове, протичащи в тялото на пациента и свързващите проводници (Huhta JC *et al*, 1973; Thakor and Webster, 1980; Towe, 1981). Формата на тези паразитни сигнали представлява комбинация от основната честота 50/60 Hz и нейната трета хармонична с различни амплитуди и фази. Четните хармонични не присъстват, поради изключителната прецизност, с която се изработват полюсите на мощните генератори в захранващата система. По-високите нечетни хармонични се потискат от вградените нискочестотни филтри в електрокардиографите, които осигуряват горна гранична честота от 100/125/150 Hz в зависимост от предназначението на апарата.

Мрежовите смущения имат най-често променлива амплитуда и честотата, но в по-дълги интервали и с по-малки вариации, тъй като стандартите в отделните страни ограничават колебанията в честотата на мрежата до 0.5%.

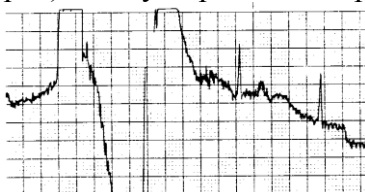
На фиг. 1.2 е показан реален сигнал с мрежови смущения.



Фиг. 1.2. ЕКГ със смущения от захранващо мрежово напрежение 50 Hz

#### 1.1.2.2. Контактен електроден шум.

Предизвиква се от временна загуба на контакт между кожата и електрода и предизвиква големи артефакти, тъй като ЕКГ усилвателите са АС тип с разделителна RC верига (задължителен филтър от първи ред) между първото и второто стъпало. (фиг. 1.3).

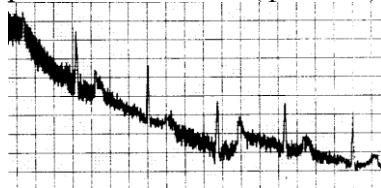


Фиг. 1.3 Прекъсване на контакта между електрода и кожата

### 1.1.2.3. Артефакти при движение.

#### Артефакти при движение.

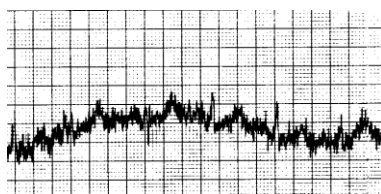
Тези артефакти представляват временни отклонения от изоелектричната линия, дължащи се на изменения на кожно-електродния импеданс (фиг. 1.4).



Фиг. 1.4. Артефакти при движение

### 1.1.2.4. Артефакти от мускулни съкращения

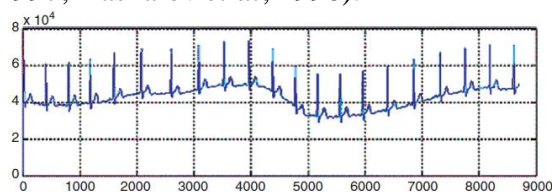
Дължат се на неконтролирани мускулни съкращения с амплитуди от порядъка на mV. Тези миографски шумове могат да достигнат 10% от амплитудата на ЕКГ при честоти от 0-10 kHz (фиг. 1.5).



Фиг. 1.5. ЕКГ с дрейф на базовата линия

### 1.1.2.5. Дрейф („плуване“) на изоелектричната (базова) линия

Дрейфът води до сериозни проблеми при измерване на върха и други параметри на QRS комплекса. Причинява се от промени в контакта и от електрохимическите процеси между електрода и кожата (Ragheb and Geddes, 1990; Geddes, 1997 ; McAdams and Jossinet, 2000). Най-често се предизвиква от разширяване и свиването на гръдния кош по време на дишане. Вариациите в амплитудата са в границите на 15% от амплитудата на ЕКГ сигнала и честотен спектър  $0.1 \div 1$  Hz (фиг. 1.6). В сравнение с мрежовото смущение, дрейфът е по-труден за ефективно потискане, защото неговата честота влиза в нискофреkwентния спектър на пропускащата от усилвателя лента, която за морфологичен анализ има долна честотна граница 0.05 Hz. Счита се, че ЕКГ сигналите нямат информативни честотни компоненти под 0.3 Hz, но филтър с такава гранична честота въвежда недопустими изкривявания в ST сегмента (Daskalov *et al*, 1997; Daskalov *et al*, 1998).



Фиг. 1.6. ЕКГ с дрейф на базовата линия

## 1.1.3. Техники за потискане на шума в регистрирания ЕКГ сигнал

### 1.1.3.1. Потискане на мрежови смущения

Високата степен на режекция на синфазни сигнали (до 120 dB) при съвременните инструментални усилватели не решава проблема с отстраняване или потискане на мрежовите смущения, защото посочените по-горе паразитни токове и разлики в електродните съпротивления превръщат синфазния сигнал във фалшиво полезен противофазен, който трябва да бъде отстраняван с допълнителни хардуерни и софтуерни средства.

Типичен пример за намаляване на смущенията по аналогов път е управляване на потенциалите на екраните на отвеждащите проводници в зависимост от сигнала, постъпващ на входа (Metting VanRijn *et al*, 1990; Yonce, 2000).

Levkov (1988) прилага оригинален подход, който връща мрежовото смущение с обратен знак в левия крак. Така отвежданите потенциали от тялото съдържат

пренебрежимо остатъчно смущение, дължащо се на неизбежното закъснение в системи за регулиране с обратна връзка.

Използват се и аналогови заграждащи филтри, които потискат спектрални съставни на сигнала с честоти равни и близки до мрежовата (Soo-Chang and Chien-Cheng, 1995; Ma *et al.*, 1999). Тези филтри работят в реално време, но имат редица недостатъци. Качественият фактор не може да достигне задоволителни стойности, поради наличието на реална активна компонента на филтъра (Yoo *et al.*, 1997).

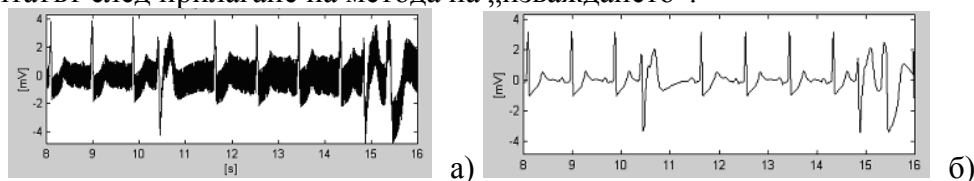
Широко се прилагат цифрови заграждащи филтри, но много тясната лента на потискане не може да бъде ефективна при допустимите вариации на мрежовата честота, а разширяването на лентата връща обратно филтъра към недостатъците на аналоговия вариант.

Известни са и адаптивни заграждащи филтри (Ma *et al.*, 1999; Ziarani and Konrad, 2002). Hamilton (1996) намира, че времето им за установяване е неприемливо дълго. Представените примери показват, че и двата типа се разтрептяват значително след QRS комплексите.

Преди три десетилетия бе разработен метод на „изваждането“, наречен от авторите субтракционна процедура, който елиминира паразитното мрежово смущение, при това без да влияе върху спектъра на полезния сигнал. По-късно методът е изследван и многократно усъвършенстван (Левков *и др.* 1980; Levkov *et al.*, 1984; Christov and Dotsinsky, 1988; Yan, 1993; Dotsinsky and Daskalov, 1996; Mihov, 1996; Levkov and Mihov, 1996; Daskalov *et al.*, 1998; Dotsinsky and Christov, 1998; Christov, 2000; Levkov *et al.*, 2005; Dotsinsky and Stoyanov, 2005). Направените изводи се отнасят както за основната честота на смущението, така и за неговите хармоници. Ефективността на метода не зависи от амплитудата на смущението, при условие че усилвателят остава ненаситен. Разработените алгоритми позволяват отстраняването му дори когато неговите амплитуда и честота се променят в разумни реални граници, напр. до 1 mV и в обхвата от 49 Hz до 51 Hz за период от 10 s, като остатъчният шум не превишава  $\pm 20 \mu V$ .

Процедурата преминава през следните фази: синхронизиране на аналогово-цифровото преобразуване с мрежовата честота; непрекъснато търсене на линейни участъци в регистрирания сигнал със спектрални съставни близки до 0 Hz, (PQ, TP интервали, ниски P вълни), отговарящи на определен критерий за линейност; прилагане на пълзящо усредняващ алгоритъм върху дискретите на откритите линейни участъци, при което получените стойности не съдържат мрежово смущение; изваждане на тези стойности от съответните дискрети на линейния участък и изчисляване на фазово синхронизираните компоненти на смущението, наречени корекции; поддържане на корекциите в буфер и опресняването им във всеки новооткрит линеен участък; изваждане на корекциите от дискрети в нелинейните участъци (QRS комплекси, високи T вълни).

На фиг. 1.8 а) и б) са показани съответно сигнал с мрежови смущения с честота 50 Hz и резултатът след прилагане на метода на „изваждането“.



Фиг. 1.8. а) ЕКГ сигнал с мрежови смущения; б) резултат след прилагане на метода на „изваждането“

Често срещана ситуация при регистриране на ЕКГ е наслагането на електромиографски сигнал върху полезния сигнал и мрежовото смущение. При много големи амплитуди на ЕМГ, определянето на корекциите в линейния участък може да бъде компрометирано, което би довело до грешки в нелинейните участъци. Този ефект се премахва с използване на допълнителен паралелен буфер, където върху целия ЕКГ сигнал се прилага нискочестотен филтър, потискащ едновременно мрежовото смущение и ЕМГ.

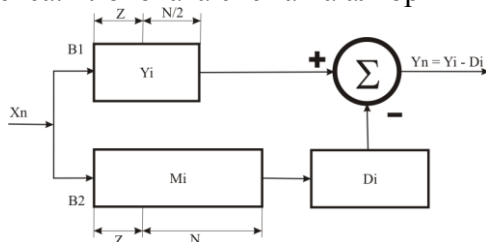
Това позволява прецизно определяне на фазовите корекции в линейни сегменти (Dotsinsky and Christov, 1998).

Много добри резултати се получават с публикувания от Plev *et al* (2008) и Tabakov *et al* (2008) комбиниран филтър, който потиска в реално време дрейф, остатъчни мрежови смущения и артефакти. Това се постига като дискретите, необходими за високочестотния филтър, са разместени във времето на разстояние, равно на периода на мрежовото смущение, поради което то се отстранява с минимални изкривявания на формата на високоамплитудни и/или стръмни QRS комплекси.

#### 1.1.3.2. Потискане на дрейфа на базовата линия

Bensadoun *et al* (1995) постигат това чрез адаптивна филтрация. Този подход всъщност повтаря ефекта и недостатъците на различните видове филтри.

Christov *et al* (1992) предлагат друг подход за елиминиране на дрейфа, базиращ се на нискочестотен линеен цифров филтър, съчетан с предварително изрязване на амплитудата на QRS комплекса. Блоквата схема на алгоритъма е показан на Фиг. 1.11.



Фиг. 1.11. Елиминиране на дрейфа чрез нискочестотен линеен цифров филтър и линейна интерполация на QRS комплекса

Дискретите постъпват паралелно в буферите  $B_1$  и  $B_2$  с дължини съответно  $N/2+Z$  и  $N+Z$ . Стойността на  $Z$  е подбрана така, че да съдържа възможно най-дългия QRS комплекс и дори QRS-T интервала. Дрейфът на базовата линия се получава след усредняване на  $N$  стойности в  $B_2$ . Нискочестотната компонента  $D_i$ , съответстваща на дрейфа на базовата линия, се изважда непрекъснато от съответния дискрет на входния сигнал. Изрязването на QRS комплекса и други стръмни вълни ограничава техните високоамплитудни части, които биха въвели грешки във филтрирания сигнал.

#### 1.1.4. Алгоритми за откриване на камерни съкращения

Съществуват две големи групи детектори на камерни контракции. Първата работи „on-line” и изисква прости алгоритми с по-малък изчислителен ресурс. „Off line” алгоритмите са по-сложни и допускат многократна обработка на сигнала.

По-рано разработените хардуерни и софтуерни подходи са основани на признаци, извлечени от първата и втората производна на ЕКГ сигнала (Köhler *et al*, 2002; Arzeno *et al*, 2006; Arzeno *et al*, 2008). Прилагат се още и стандартни методи за обработка на сигнали, като линейно и нелинейно филтриране (Alfonso *et al*, 1999; Szi-Wen Chen *et al*, 2006), въвеждане на прагове (Chen and Chen, 2003; Christov, 2004; Fernandez *et al*, 2005), извличане на признаци (Dotsinsky and Stoyanov, 2004; Paoletti and Marchesi, 2006; Narikumar and Shivappriya, 2011), уейвлет трансформации (Kadambe *et al*, 1999; Dinh *et al*, 2001; Saxena *et al*, 2002; Sumathi and Sanavullah, 2009; Sasikala and Wahidabanu, 2010), невронни мрежи (Xue *et al*, 1992; Engin, 2004), генетични алгоритми (Poli *et al*, 1995), морфологични подходи (Trahanias, 1993; Sun *et al*, 2005), трансформация на Хилберт (Benitez *et al*, 2001), сравняване с шаблони (Bartolo *et al*, 2001; Krasteva and Jekova, 2007).

В реални клинични условия шумовете се променят непрекъснато по вид и параметри. Затова, създаването на перфектен детектор е изключително трудно.

Ефективността на алгоритмите за детекция на QRS комплекси се оценява, като програмите се прилагат върху файлове от една или няколко международно признати анотирани бази ЕКГ данни, като American Heart Association (AHA) database и Massachusetts Institute of Technology - Beth Israel Hospital (MIT-BIH) arrhythmia database. Двете най-често



използвани оценки за ефективността на алгоритъма са чувствителност (сензитивност) Se и специфичност Sp

$$Se = 1 - \frac{FN}{TP + FN} = \frac{TP}{TP + FN} \quad Sp = 1 - \frac{FP}{TP + FP} = \frac{TP}{TP + FP}$$

Тук TP е броят на вярно разпознатите (true positive) комплекси, FN - на пропуснатите (false negative) и FP - на несъществуващите (false positive).

Poli *et al* (1995) сравняват филтриран ЕКГ сигнал с адаптивни прагове и постигат Se=99.59% и Sp=99.51% с MIT-BIH базата данни. Детекторът е неприложим в реално време.

Afonso *et al* (1999) обработват параметри, получени след декомпозиране на сигнала и получават Se=99.59% и Sp=99.56% при тестване само с единия канал от записите в MIT-BIH.

Докладваният от Ruha *et al* (1997) QRS детектор, работи в реално време, прилага лентов филтър от 0.5 до 35 Hz, гребенчат филтър с първа нула в 50 Hz и лентов филтър от 15 до 40 Hz, след което комплексите се разпознават чрез адаптивен праг, съответстващ на 40% от максималната стойност на сигнала в предшестващите 1.5 s. Подходът е проверен само с записите 103 и 105 от MIT-BIH.

Saurabh *and* Mitra (2012) свързват всеки остър централен пик, който е част от три последователни пика, с R вълната на нормални по форма QRS комплекси. Някои синусови камерни контракции обаче могат да съдържат повече пикове, напр. при типа RSR'S'.

Das *and* Chakraborty (2011) прилагат алгоритъма на Pan Tompkins, като използват филтъра на Savitzky-Golay вместо оригиналния високочестотен филтър и диференциатор. Не са докладвани резултати с някои от приетите бази данни.

Köhler *et al* (2003) разпознават QRS комплексите като изброяват пресичанията на нулевата линия в сегменти на ЕКГ сигнала. Те докладват за отлична работа на алгоритъма, оценена с двуканалните записи на MIT-BIH базата данни.

Bakardjian (1992) обработва периметрите на разпознатите камерни съкращения с правила от фракталната геометрия. Често пъти обаче физиологично еднакви QRS комплекси се класифицират в различни групи поради несъществени вариации във формата, уловени поради свойството на фракталите да създават неограничен брой образи в зависимост от включените подробности.

Christov (2004) сравнява комплексен ЕКГ сигнал, получен след диференциране и сумирането на няколко отвеждания, с трикомпонентен адаптивен праг, който се опреснява при всеки новооткрит QRS комплекс. Методът е тестван с цялата MIT-BIH база данни. Получени са Se= 96.9% и Sp=99.66%. По-късно авторът потвърждава работоспособността на алгоритъма, като го проверява с АНА базата данни (Christov, 2007).

Друг подход за QRS детекция (Pant *and* Wadhvani, 2011) е основан на теория на невронните мрежи и по-специално на специфичен метод за тренировка по време на обучаващ период (error back propagation neural network). Алгоритъмът използва модифициран признак за наклон, получен чрез трансформация на обезшумен ЕКГ сигнал.

Mehta *and* Lingayat (2007) работят с обучаващи алгоритми за класификация и регресионен анализ (support vector machine) за QRS детекция в единично отвеждане, базирано на комбинирани критерии за ентропия. Алгоритмите са показали висока ефективност при проверка със записи от CSE ECG база данни.

Yun-Chi Yeh *and* Wen-June Wang (2008) детектират QRS комплекси с относително прост метод. ЕКГ сигналът се диференцира и прекарва през нискочестотен филтър. Въвежда се праг за откриване на R пикове, след което се търсят Q и S върховете. Алгоритъмът е тестван с записи от MIT-BIH базата данни. Авторите установяват по-прецизна и по-бърза детекция в сравнение с други методи, като тези твърдения не са подкрепени с данни.

Детекторът на Tabakov *et al* (2008) съдържа подобрени амплитудни и стръмностни критерии, които се прилагат за съпоставяне на текущите комплекси с кратка предистория

на ЕКГ сигнала и се обновяват периодично при всяко разпознаване. В публикацията са показани примери с детекция на силно променени по форма камерни контракции по време на бавни и продължителни артефакти.

Критерият за QRS детекция, разработен от Dotsinsky and Stoyanov (2004), е комбиниран. Той отчита високата амплитуда, стръмните предни и/или задни фронтове, както и острите върхове. Комплексите се дискриминират на нормални и екстрасистоли, като се отчита появата на бифазни вълни и отношението между два съседни RR интервала. Авторите са постигнали Se и Sp съответно 99.28% и 99.58% за АНА базата данни, и 98.68% и 99.69% за MIT-BIH базата данни.

Пиев *et al* (2007) прилагат добре известен в миналото метод за разграничаване на екстрасистоли от нормални QRS комплекси, основан на кохерентното им усредняване на екрана на осцилоскоп с послесветене. Методът е творчески модифициран. Нормалните QRS комплекси образуват шаблон чрез наслагане. Стойностите на елементите на шаблона се увеличават с единица когато съвпадат с дискрети на текущия комплекс. Броят на съвпаденията потвърждава наличието на QRS комплекс. След всеки 5 разпознати комплекса, стойностите на всички елементи на шаблона се намаляват с единица. Надкамерните екстрасистоли се разпознават чрез промените в дължините на последователни RR интервали.

Krasteva and Jekova (2007) отделят камерни екстрасистоли от надкамерни съкращения чрез максималната крос-корелация и разликите в площите и честотния спектър, използвани като описания за съвпадения на изследваните комплекси с QRS шаблони. Възможностите на класификаторите са проверени със записи от MIT-BIH базата данни. Постигната чувствителност и специфичност са съответно 98.4% и 98.86%..

## 1.2. Измерване на артериалното кръвно налягане

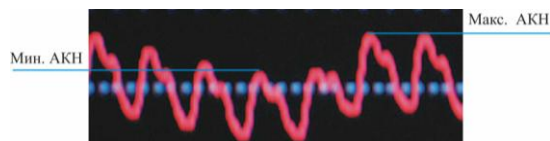
### 1.2.1. Общи сведения

Артериалното кръвно налягане (АКН) е един от най-важните жизнени параметри на топлокръвните организми, свързан пряко с тяхното съществуване. Измерват се два типа налягане – систолно (SP) по време на съкращаване на камерите на сърдечния мускул, и диастолно (DP) постоянно налягане в кръвоносната система по време на релаксация на сърдечния мускул. Нормалните средно статистически стойности са: 110 до 120 mm Hg за SP, и 70 до 80 mm Hg за DP.

Инвазивните методи са по-точни, но са възможни при оперативни интервенции. Приложение в практиката намират неинвазивните техники. Най-простият и точен метод използва тоновете на Коротков. Недостатък – възможни грешки в шумна обстановка. Те са ограничени при осцилометричния метод. Входният сигнал се получава със сензор за налягане. Диастолното налягане се определя, като се изчислява по определен алгоритъм.

Съществуват и други алтернативни подходи за определяне на АКН, базирани на ултразвукови доплерови измерватели или тонометри. Всички изброени методи са неприложими за непрекъснато измерване на налягането.

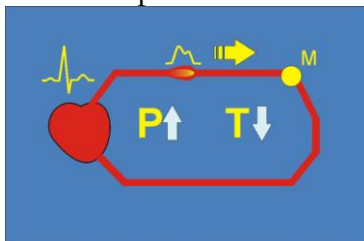
В екстремна среда, напр. при боен полет с изстребител, изследваното лице се намира в условия на динамично претоварване в широки граници, висока степен на вибрации и силен шум.



Фиг. 1.16. Изменение на систолното налягане в екстремна среда

АКН се изменя много бързо, понякога в рамките на няколко сърдечни цикъла. Това се вижда ясно на фиг. 1.16, където е показана кривата на систолното налягане за седем последователни сърдечни цикли, определено по инвазивен път.

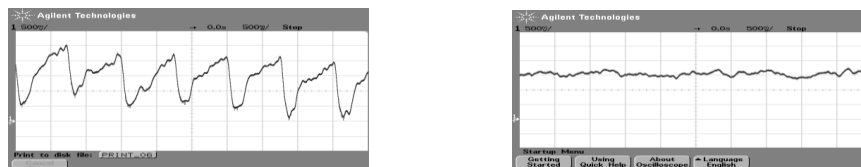
Пулсометричният метод (РТТ) се основава на закъснението на пулсовата вълна спрямо QRS комплекса, регистрирано най-често с фотоплетизмограф. Той се поставя в избрана периферна точка от тялото на субекта *M* и позволява измерване на АКН при всеки сърдечен цикъл. Принциплът е показан на фиг. 1.17.



Фиг. 1.17. Принцип на метода РТТ

При движение на наблюдаваното лице, артефактите в ЕКГ сигнала са главно високочестотни отклонения на изоелектричната линия. Те могат да бъдат отстранени с филтрации, които са недопустими при морфологичен анализ на електрокардиограмата.

Детекцията на пулсовата вълна е много по-несигурна. На фиг. 1.18 са представени записи с фотоплетизмографски детектор (Ненова, 2011). Двете криви са регистрирани съответно в областта на китката (записа вляво) и между китката и лакътя (записа вдясно).



Фиг. 1.18. Пулсови криви, снети в областта на китката и между китката и лакътя.

Известни са подходи за коректно разпознаване на пулсови вълни, някои от които са приложими и в квази реално време. Nenova and Piev (2010) и Ненова (2011) съобщават за алгоритъм за бързо детектиране на пулсовата вълна, състоящ се от високочестотен филтър с гранична честота 0.5 Hz; пълзящо усредняване с първа нула в 7.5 Hz; идентифициране на максимуми и минимуми; критерий за валидност на нарастващия фронт; оценка на подобие на текущия нарастващ фронт спрямо приетите за валидни предишни предни фронтове, чиито максимуми са във времеинтервала от 5 s преди текущия нарастващ фронт.

РТТ методът за измерване на кръвното налягане среща много трудности, които са обобщени в две групи от McCombie (2008): 1) Закъснението на разпозната пулсовата вълна трябва да се измерва от момента на генерирането на вълната на изхода на лявото предсърдие, но поради вариациите в механичното закъснение на контракцията, това не е синхронизирано с появата на QRS комплекса, изобразяващ електрическия стимул за начало на систолата. 2) Корелацията между кръвните налягания, измерени по пулсометричния метод и някои от по-обективните (осцилометричния, Коротков), е индивидуална и често нелинейна.

Някои изследователи се опитват да преодолеят първото затруднение чрез измерване на времето между пулсовите вълни в две отдалечени едно от друго повърхности на тялото (McCombie, 2008).

Скоростта на пулсовата вълна зависи от еластичността и ригидността на стените на кръвоносните съдове (Николова, 2008). Изследвания на широк кръг субекти доказват влиянието на възрастта, пола и наличието на рискови фактори за сърдечно-съдовата система (Yamashima *et al.* 2003; Mitchell *et al.*, 2004; Schiffrin, 2004; Foo and Lim, 2006).

Gu-Young Jeong *et al.* (2005) твърдят, че в много случаи връзката между РТТ и конвенционално измерване на кръвното налягане е почти линейно, поради което е възможно продължително наблюдаване на промените в налягането след индивидуално калибриране.

На коренно различна позиция са Payne *et al.* (2006), които смятат, че РТТ е несигурен индикатор за моментното състояние на кръвното налягане.

Gesche *et al* (2011) изследват корелацията между РТТ и систолното налягане. Изчислени са индивидуални корелационни коефициенти, като са сравнявани РТТ данните на 50 доброволца с отчетени стойности на кръвното им налягане чрез маншетен метод. Определена е нелинейната регресия между двата параметъра.

Разработвани са и други подходи за определяне на индивидуалните корелационни коефициенти, основани на зависимостта

$$P = aT_p + b \quad (1.19)$$

Тук  $P$  е измереното налягане,  $T_p$  е времето за разпространение на пулсовата вълна до точка  $M$ ,  $a$  и  $b$  са индивидуални коефициенти на изследваното лице, зависещи от анатомичните му особености. При известни коефициенти  $a$  и  $b$ , налягането  $P$  на индивида може да бъде определено чрез времето  $T_p$ .

В разгледаните дотук разработки не се говори за измерване на диастолично налягане чрез РТТ. Chen *et al* (200) и Parl *et al* (2004) считат, че е възможно то да бъде определено с приемлива точност чрез индивидуално калибриране. Оценка на двете налягания се предлага от Soo-young Ye *et al* (2010) чрез следните формули, съставени от авторите след статистическа обработка:

$$SPTT_{SYS} = 190.2 + 0.2157 \times PPT_{PPG} - 0.5981 \times PPT_{pressure} \quad (1.20)$$

$$DPTT_{DIAS} = 96.41 + 0.2419 \times PPT_{PPG} - 0.3897 \times PPT_{pressure} \quad (1.21)$$

Тук  $PPT_{PPG}$  е измереното време във фотоплетизмограмата, а  $PPT_{pressure}$  – чрез конвенционален сфигмоманометър.

### Изводи

В реалните електрокардиограми присъстват много често смущения с различен спектрален състав, припокриващи се със спектъра на полезния сигнал. Потискане или цялостно им премахване без промяна на диагностичните параметри на ЕКГ сигнала има изключително значение за интерпретация на електрокардиограмата.

Краткият обзор разкрива наличието на огромен брой алгоритми за QRS детекция, което имплицитно доказва невъзможността за създаване на идеален детектор, който може да покрие цялото разнообразие от срещани форми на камерни деполяризации.

Само няколко автори посочват какво разминаване допускат между момента на разпознаване на камерното съкращение и анотационната марка в използваната база данни, когато причисляват детектирания QRS комплекс към вярно разпознатите (true positive).

Алгоритми използващи константни прагове и умножители не дават добри резултати. Това налага използването на адаптивни подходи.

Методи, прилагани върху повече от едно ЕКГ отвеждане, имат предимство при детекция на атипични комплекси, макар изборът на конюнкция или дизюнкция спрямо кандидатите, разпознати в отделните отвеждания, да не е еднозначен. От друга страна, детекцията на сърдечни съкращения в един канал се предпочита при изнесени монитори, регистратори на събития в домашна обстановка (event recorders) и др.

Най-точните и най-разпространени методи за измерване и следене на кръвното налягане не са подходящи за мониториране на лица в екстремни условия на динамично претоварване.

Това е възможно чрез измерване на закъснението на пулсовата вълна РТТ спрямо QRS комплекса в електрокардиограмата.

Преобладава мнението за необходимостта от адаптивно индивидуално калибриране на РТТ спрямо резултати, получени с референтен метод.

Публикуваните резултати се отнасят предимно до оценка на систолното налягане по РТТ метода. Малък брой изследвания са посветени на систолното налягане.

**Цел** на настоящата дисертация е изследване и разработване на методи, алгоритми, програми и модули за продължително наблюдение на важни параметри на сърдечно-съдовата система в екстремни условия.

Във връзка с това се поставят следните **задачи**:

1. Разработване на бързодействащ алгоритъм за детекция на камерни контракции в ЕКГ сигнали с двигателни смущения. Експериментиране на алгоритъма с утвърдени международни бази данни.
2. Разработване на бързодействащ алгоритъм за класификация на камерните контракции на нормални синусови QRS комплекси и екстрасистоли. Експериментиране на алгоритъма с утвърдени международни бази данни.
3. Разработване на метод за продължително следене на кръвното налягане в екстремни условия чрез измерване на времето за разпространение на пулсовата вълна. Създаване на подход за определяне на индивидуалните коефициенти на изследваното лице, позволяващи изчисляването и на двете артериални налягания.
4. Внедряване на методите, алгоритмите и модулите в реални условия на наземни и космически изследвания.

## ГЛАВА 2

### **2.РАЗГРАНИЧАВАНЕ НА НОРМАЛНИ ОТ ИЗВЪНРЕДНИ КАМЕРНИ КОНТРАКЦИИ В ПРОДЪЛЖИТЕЛНИ ЕКГ ЗАПИСИ**

Автоматизираният анализ на продължителни, най-често 24 часови ЕКГ (Holter) записи, започва с детекция извън реално време на камерни контракции, включващи нормални (синусови) QRS комплекси и някои видове извънредни контракции (екстрасистоли). Обикновено двата типа съкращения на камерите се разграничават на второ ниво с друг алгоритъм, който детектира и екстрасистоли, неразпознати с първия алгоритъм. По този начин на кардиолозите се предоставя пълна информация за ритъмните нарушения на пациента, включваща времето на появяване на епизоди с патологична сърдечна дейност и типа и формата на QRS комплексите.

#### **2.1. Детекция на камерни контракции**

Алгоритъмът за детекция на камерни контракции се състои от следните последователни стъпки: 1) определяне на изоелектричната линия на ЕКГ сигнала  $iso(n)$ ; 2) потискане на високочестотни шумове и артефакти  $z(n)$ ; 3) намиране на първата производна на сигнала  $v(n) = z'(n)$ ; 4) определяне на прага за търсене на QRS комплекс  $L_{npag}$ ; 5) определяне на образа на доминантния QRS и неговите параметри; 6) сегментиране на записа по амплитуда и откриване на QRS комплекси и някои екстрасистоли; 7) анализ за грешно маркирани QRS комплекси.

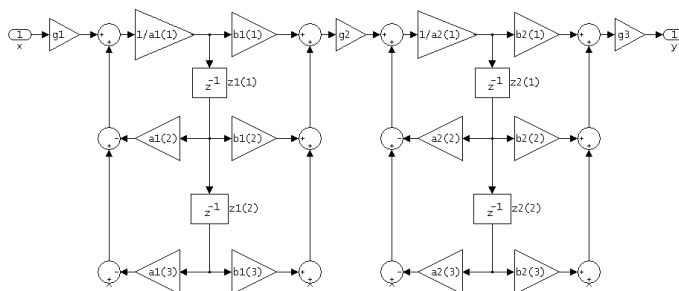
Програмите, прилагачи алгоритъма, са написани на език C++, който осигурява много високо бързодействие.

##### **2.1.1. Определяне на изоелектричната линия на ЕКГ сигнала**

Изоелектричната линия  $iso(n)$  се получава чрез нискочестотен IIR цифров филтър тип Butterworth, представен с общото разликово уравнение

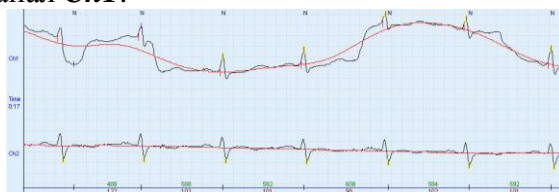
$$iso[n] = \frac{1}{a_0} \left( \sum_{i=0}^m b_i x[n-i] - \sum_{j=1}^k a_j [n-j] \right) \quad (2.1)$$

Използван е двузвонен рекурсивен филтър от втори ред с обща гранична честота 0.6 Hz, който позволява високо бързодействие и подходяща честотна характеристика. Структурната схема на филтъра е показана на фиг. 2.2.



Фиг. 2.2. Структурна схема на рекурсивен двузвонен цифров филтър

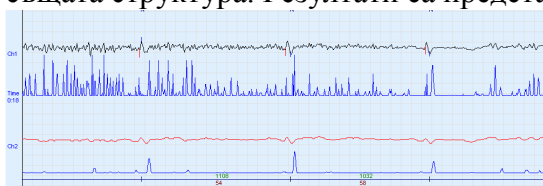
Резултати от тестване върху двуканален сигнал от АНА Database са показани на фиг. 2.3. Получените изоелектрични линии са маркирани с червен цвят. Ефективността на филтъра се наблюдава в първия канал **Ch1**.



Фиг. 2.3. Определяне на  $iso(n)$  линията в сигнала A1004.dat

### 2.1.2. Потискане на високочестотни шумове и артефакти

QRS комплексите се детектират върху диференциран сигнала. Така се потискат Т и Р вълни и се подчертават високочестотните компоненти на комплексите, но заедно с това се усилват и високочестотните шумове. Затова се прилага и втори нискочестотен филтър с гранична честота 15 Hz и същата структура. Резултати са представени на фиг. 2.4.



Фиг. 2.4а. **Ch1**- входен сигнал A2005 и първата му производна; **Ch2**- филтриран сигнал и първата му производна

Вижда се, че относително малки по амплитуда шумове във входния сигнал (**Ch1**) водят до високи амплитуди в първата производна, поради което QRS комплексите, маркирани в базата данни с  $N$  не са разпознати. След втория нискочестотен филтър (червената графика), смущенията са потиснати, а комплексите са лесно различими (**Ch2**).

### 2.1.3. Намиране на първата производна на сигнала

Първата производна е функция на времето, показана в най-общ вид с

$$v(t) = \frac{\Delta y(t)}{\Delta t} \quad (2.2).$$

След преобразуване на сигнала в цифров вид, тя се представя със зависимостта

$$v(n) = y(n) - y(n+k) \quad (2.2-1).$$

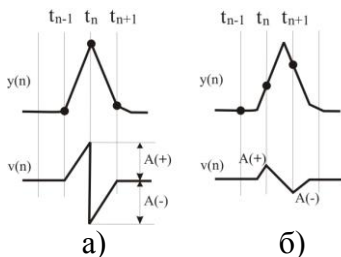
където  $n$  е текущият дискрет на сигнала,  $k$  е броят на дискретите във времеви интервал

$T_s = kT_{discret}$ . Тук  $T_{discret}$  е времеинтервалът между дискретите.

Интерпретацията на уравнение (2.2-1) може да се разшири чрез израза

$$v(n) = (y(n) - y(n+k))^2 \quad k = (1, 2, 3, \dots, m) \quad (2.2-2).$$

Периодът на дискретизация  $f_s$  и продължителността на най-краткия възможен комплекс  $QRS_{min}$  дефинират интервал  $T_s$ , който запазва амплитудата на комплексите (фиг. 2.5а и 2.5б).

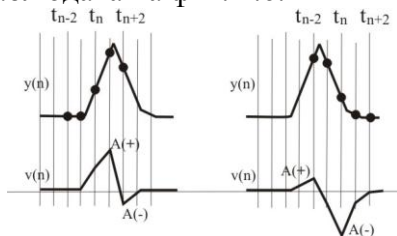


Фиг. 2.5. Зависимост на амплитудата на диференцирания сигнал от периода на дискретизация  $QRS=2T_s, T_s = t_n-t_{n-1}$

За маркиране на 3 характерни точки на QRS комплекса са необходими поне 2 интервала. Тотава максималният интервал, който запазва амплитудата на  $v(n)$ , е

$$T_s = \frac{QRS}{2} \cdot v_{min} \tag{2.3}$$

Това обаче е вярно само ако дискретите са синхронизирани с началото на QRS комплекса (виж. фиг. 2.5а), което на практика е невъзможно. Получават се ситуации (фиг. 2.5б), за които е необходима по-висока честота на дискретизация, за да се запази амплитудата на  $v(n)$ . Това се наблюдава на фиг. 2.6.

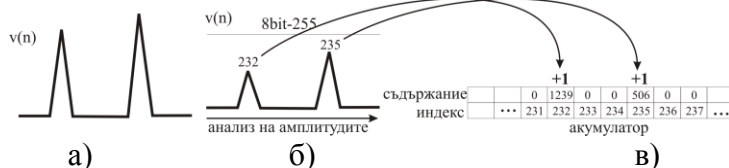


Фиг. 2.6. Зависимост на амплитудата на първата производна на сигнала от периода на дискретизация  $QRS = 4T_s; T_s = t_n-t_{n-1}$

Изследванията показаха, че оптималната честота за първата производна е 64 Hz (15.6 ms). За АНА database  $f_s = 250$  Hz ( $T_s=4$  ms), а  $k=4$  (формула 2.2-1) за. При MIT-BIH Database  $f_s = 360$  Hz ( $T_s=2.78$  ms) и  $k=6$ .

#### 2.1.4. Определяне на прага за търсене на QRS комплекс

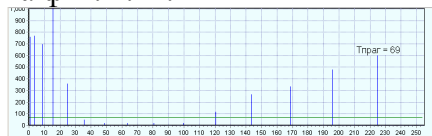
За тази цел  $v(n)$  се мащабира в зависимост от разредността  $ADC\_size=2^k$ , ( $k=8, 10, 12$ ) на аналогово-цифровия преобразувател (АЦП), с който е направен записът. Използва се едномерен масив “акумулатор”  $Acc[i]$ , тип *integer*, с брой на елементите  $i=ADC\_size$ . Всеки открит локален максимум увеличава с единица съдържанието на тази клетка на масива  $Acc[i]$ , която има индекс  $i$  равен на стойността на максимума (фиг. 2.10).



Фиг. 2.10. Последователност на обработката на локалните екстремуми в  $v(n)$

Синтезираният сигнал  $v(n)$  на фиг. 2.10а се мащабира с  $ADC\_size = 2^8 = 256$ . Фиг. 2.10б представя два локални максимума, разпознати последователно във времето. Увеличаването с единица на съдържанието на клетки на акумулатора с индекси равни съответно на стойностите на двата максимума се вижда на фиг. 2.10в.

Съдържанието на акумулатора след обработка на реален сигнал АНА А5008.dat, канал 1, е показано графично на фиг. 2.11.



Фиг. 2.11. Съдържанието на акумулатора за АНА А5008.dat, канал 1

Прагът  $L_{праг}$  се изчислява от зависимостта

$$L_{npac} = \frac{\sum_{i=0}^M Acc[i].i}{\sum_{i=0}^M Acc[i]} \quad (2.4)$$

По-нататък, дискретите, за които е изпълнено условието

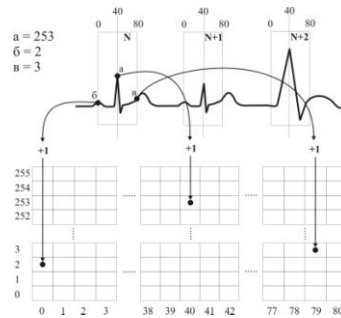
$$v(n) > L_{npac}, \quad (2.5)$$

се изследват за локални екстремуми в интервали от 50 ms около тях. Индексите на откритите екстремуми се запамятват като адреси на кандидати за QRS комплекс.

### 2.1.5. Определяне на образа на доминантния QRS и неговите параметри

Определянето на доминантен QRS комплекс (**DQRS**) позволява потвърждаване на кандидатите за QRS комплекси и откриване на камерни екстрасистоли (**VEB**), които се отстраняват във втория алгоритъм. Алгоритъмът за намирането на **DQRS** на сигнал от AHA Database е илюстриран на фиг. 2.12.

Входният сигнал се мащабира в еднобайтово беззнаково число (0-255). Времевият прозорец **H** е с дължина 320 ms, което означава **H=80** дискрета ( $T_{sample}=4$  ms) за ЕКГ сигнали от AHA Database и **H=120** дискрета ( $T_{sample}=2.8$  ms) за MIT-BIH Database. При тези условия, необходимият двумерен масив - акумулатор от тип **integer** - е с размери съответно **DQRS[255][80]** или **DQRS[255][120]**.



Фиг. 2.12. Илюстриране на алгоритъма за определяне на **DQRS** комплекс в сигнал от AHA

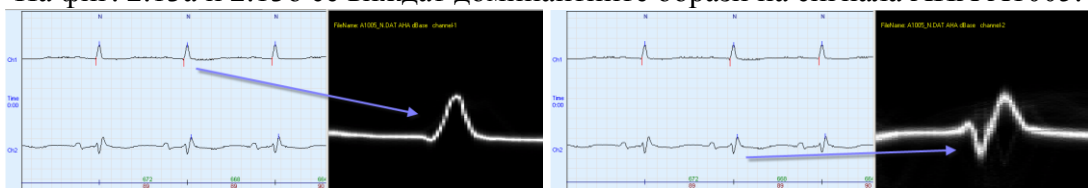
Откритите екстремуми на три последователни QRS комплекса са означени с **N**, **N+1**, **N+2**. Отчитат се стойностите на **H/2** дискрети преди и след екстремумите, индексите на които са фиксирани в средата на времевия прозорец **P=H/2** т.е. **DQRS[][40]**. Стойността на всеки дискрет **S** определя неговия индекс **X=(0-255)** в реда на двумерния масив, а разликата между позицията на **S** и позицията на локалния екстремум **N** – съответния индекс **Y=(0-79)** на стълба на масива. Ако **S** се намира преди **N**, индексът в стълба е **S = P - k**. В другия случай **S = P + k**; ( $k = 1, 2 \dots P$ ).

Получените по този начин индекси определят клетки на акумулатора **DQRS[X][Y]**, които се увеличават с 1. За **N**-тия QRS комплекс на фиг. 2.12, дискретите **a**, **b** и **v** имат съответно стойности 253, 2 и 3. Клетката **DQRS[2][0]** ще бъде увеличена с 1. Това се прави за всеки следващ дискрет, като в позиции **a** и **v** обект на промяна е съдържанието на клетките **DQRS[235][40]** и **DQRS[3][80]**.

Описаният алгоритъм се повтаря за всеки следващ комплекс. Доминантният образ **DP[H]** на QRS комплекса се определя след анализ на максималните стойности за всеки стълб

$$DP[k] = \max(DQRS[0-255][k]) \quad (k = 0, 1, 2 \dots H) \quad (2.8)$$

На фиг. 2.13а и 2.13б се виждат доминантните образи на сигнала AHA A1005.



Фиг. 2.13. Доминантни QRS комплекси в двата канала на A1005.dat



### 2.1.6. Сегментиране на записа по амплитуда и откриване на QRS комплекси и някои екстрасистоли

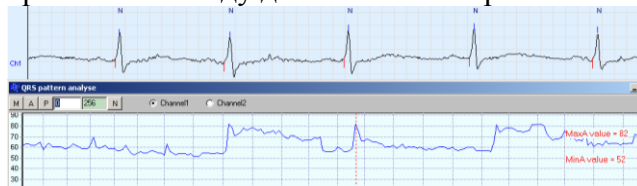
В някои случаи, определеният  $L_{npaz}$  (формула 2.4) не е представителен за целия запис, защото амплитудата на комплекса се променя. Тогава се налага сегментиране на записа в зависимост от амплитудата QRS комплекса и въвеждане на локални прагове  $L_{сезм}$ .

Изчисляват се усреднените стойности  $avA_{QRS}(k)$  за  $k$  на брой епохи от 10 QRS.

$$avA_{QRS}(k) = \frac{\sum_{i=1}^{10} A_{(k-1)10+i}}{10} \quad (2.9),$$

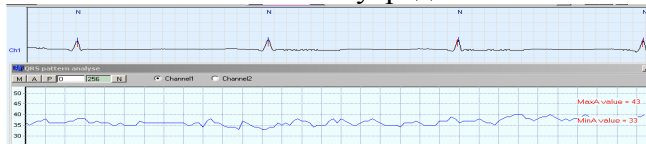
$n$  е броят на всички открити QRS комплекси в записа.

Графиката на  $avA_{QRS}(k)$  е показана в синьо на фиг. 2.14 долу. Максималната и минималната са отбелязани с червен шрифт, а местата на тяхното появяване – с вертикални линии. Тук разликата между двете е 30 и се приема за значителна.



Фиг. 2.14.  $avA_{QRS}(k)$  в канал 1 на АНА А1006.dat

Запис, при който не е необходимо сегментиране е представен на фиг. 2.16. Тук разликата между максималната и минималната усреднени стойности е само 10.



Фиг. 2.16. Относително стабилна амплитуда на QRS комплекса – канал 1 на MIT-BIH 100.dat

Определя се допустим праг на девиацията  $A_{VAR}$ . Ако тя е по-голяма от 10% от максималната разредност  $ADC\_size$ , се активира автоматично сегментиране на сигнала.

Това се определя от съдържанието на  $DQRS[0-255][H/2]$ . Ако  $MAX$  е индексът на абсолютния максимум в стълба, то минималната и максимална амплитуди на комплексите са

$$A_{min} = index(\min DQRS [0 - MAX][H/2]) \text{ и } A_{max} = index(\min DQRS [MAX - 255][H/2]) \quad (2.10),$$

а отклонението в амплитудата  $A_{VAR}$  в проценти е

$$A_{VAR} = \frac{A_{max} - A_{min}}{ADC_{MAX}} \cdot 100 \quad (2.12).$$

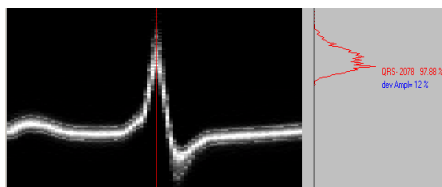
На фиг. 2.17 е показано разпределението на амплитудите на QRS комплексите в първи канал на сигнала MIT-BIH 100.dat.



Фиг. 2.17. Разпределение на максимумите на комплексите в 100.dat от MIT-BIH Database

$QRS-2250$  и  $99.03\%$  в червено са показани броят на разпознатите QRS комплекси за канала и процентът им спрямо всички съществуващи в записа. Със синьо е посочено девиацията  $dev\ Ampl = 6\%$ . Тази стойност позволява анализ на сигнала без сегментиране.

На фиг. 2.18 е показана графиката на разпределение на максимумите на комплексите в първи канал на АНА А1006. Вариацията е 12% и сегментирането е наложително.



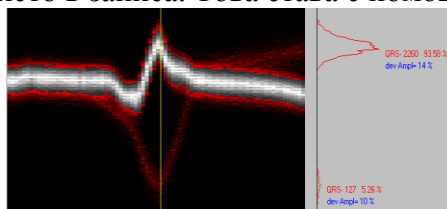
Фиг. 2.18. Разпределение на максимумите на комплексите в A1006

Границите на сегментите могат да се определят от стойността на девиацията  $A_{VAR}$  или като след всеки 60 QRS комплекса се проверява необходимостта от въвеждане на локален праг  $L_{сегм}$ . По втория начин процедурата се ускорява.

Друга информация за канала, която може да бъде извлечена от масива  $DQRS[X][Y]$ , води до откриване на някои камерни екстрасистоли.

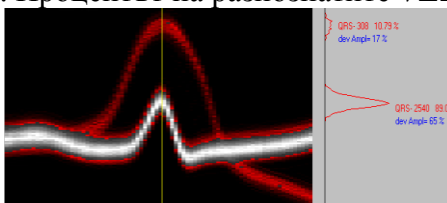
В тази част на алгоритъма се проверява наличието на два признака за **VEB**: различни от доминантния за канала амплитуди или противоположни на **DQRS** екстремуми. Понякога и двата признака присъстват едновременно.

Централният стълб на масива  $DQRS[][H/2]$  се изследва за повече локални максимума. Най-често абсолютният максимум принадлежи на нормални синусови комплекси. Около останалите максимуми, ако има такива, са групирани амплитуди на **VEB**, породени от различни огнища. В тази част подходът е амплитудно базиран и не дава информация за точното им място в записа. Това става с помощта на втория алгоритъм.



Фиг. 2.20. Откриване на **VEB** с отрицателен екстремум в първи канал на АНА 2009

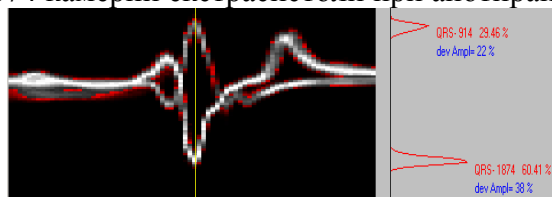
На фиг. 2.20 се виждат доминантният комплекс **DQRS** и камерна екстрасистола с отрицателен екстремум. Броят на комплексите в сигнала АНА 2009, групирани около локалния максимум на **VEB** са 127, а броят на регистрираните в анотационния файл камерни екстрасистоли е 144. Процентът на разпознатите **VEB** в този канал е 88.1%.



Фиг. 2.21. Откриване на **VEB** с положителен локален екстремум в първи канал на АНА 2008

Откритите камерни екстрасистоли в първи канал на АНА 2008 (фиг. 2.21) са 308 при анотирани 309 или 99.67 %. Освен амплитудните характеристики на **VEB**, могат да бъдат извлечени и техните доминантни образи **DVEB**.

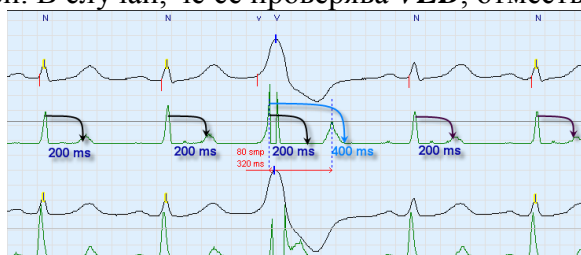
На фиг. 2.22 е показан сигналът АНА7006, в който синусовите QRS комплекси са по-малко от откритите 1874 камерни екстрасистоли при анотирани 1884 или 99.45%.



Фиг. 2.22. В първи канал на АНА 7006 **VEB** са повече от нормални QRS комплекси

Този случай е показателен за възможна грешка при разграничаване на образите. Затова решението трябва да се основава и на други параметри, като доминантен за канала екстремум, честотна характеристика на образа, скорост на нарастване, наличност на Р-вълна. Тези параметри са част от алгоритъма за детекция на екстрасистоли.

Проверката на ЕКГ сигнала продължава 200 ms след вече маркираните QRS комплекси. Това се налага поради евентуално наличие на два пика в производната им. Интервалът от 200 ms отговаря на сърдечна честота 240 удара в минута и не предполага пропускане на комплекси. В случай, че се проверява **VEB**, отместването в записа е 400 ms.



Фиг. 2.23. Отместване на 400 ms след детекция на нетипични QRS комплекси в АНА 2008.

В фрагмент от сигнала АНА 2008 (фиг. 2.23) е маркирана камерна екстрасистола. Със зелен цвят е показана първата производна  $v(n)$ , а със сив – локалният праг на сегмента. Амплитудата на комплекса е по-голяма от тази на **DQRS** и принадлежи към група камерни комплекси. Екстрасистола генерира три пика в  $v(n)$ , като интервалът между първия и третия пик е 80 дискрета или 320 ms. Третият пик удовлетворява условието  $v(n) \geq L_{сегм}$  и ако отместването е 200 ms, алгоритъмът ще регистрира несъществуващ QRS комплекс.

### 2.1.7. Анализ за грешно маркирани QRS комплекси

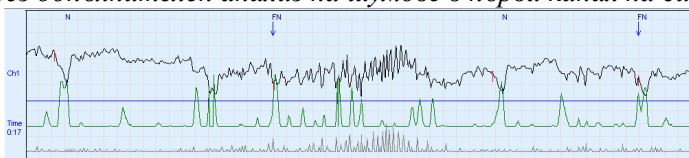
Цифровият филтър не винаги отстранява всички шумове. Затова там, където те са високи, се изследват амплитудата и броят на пиковете около вече откритите комплекси.

Сигналят  $y(n)$  преминава през допълнителен ВЧ филтър с честота на среза 15 Hz и се разделя на 5 минутни интервали, където се прилага техниката от параграф 2.1.4 за амплитудите на високочестотните шумове. Ако прагът (2.4) превишава 1/3 от амплитудата на **DQRS**, се стартира алгоритъм за анализ на грешно маркирани QRS комплекси.

На фиг. 2.24 а и б е показан фрагмент от първи канал на сигнала АНА 1010 без и с допълнителен анализ. Входният сигнал е с черен цвят. Със зелен цвят е изобразена първата производна на сигнала, със син - прагът за откриване на QRS комплекси, а със сив цвят - положителният полупериод на филтрирания с ВЧ филтър входен сигнал.

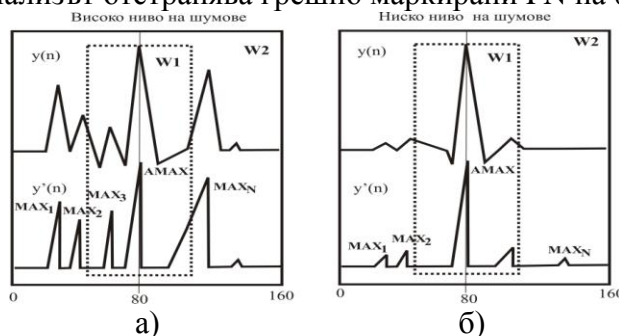


Фиг. 2.24 а) Без допълнителен анализ на шумове в първи канал на сигнал АНА 1010



Фиг. 2.24 б) С допълнителен анализ на шумове в първи канал на сигнал АНА 1010

На фиг. 2.24а се вижда, че алгоритъмът маркира 4 несъществуващи QRS комплекса FN поради шумове. Анализът отстранява грешно маркирани FN на фиг. 2.24б.



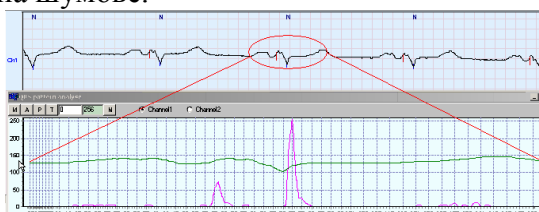
Фиг. 2.25. Анализ на грешно регистрирани QRS комплекси вследствие на шумове

Принципът на отстраняване на грешно маркиране QRS комплекси е илюстриран на фиг. 2.25а и 2.25б. Сигналът се анализира в два времеви прозореца  $W1$  и  $W2$ , заграждащи изследвания екстремум съответно със 20 и 80 дискрета. Първата производна на сигнала се определя чрез  $\Delta t = 4T_{sample}$ . Отрицателните стойности на производната се игнорират като стойността на  $y'(n)$  се повдига на квадрат,  $y'(n) = (y'(n))^2$ . Определя се абсолютният максимум в прозореца  $W2=160$  дискрета. QRS комплексът се игнорира, ако неговата позиция е извън прозореца  $W1$  или ако са открити локални максимуми  $MAX_N$  (фиг. 2.25а) с амплитуда по-голяма или равна на 80% от стойността на абсолютния максимум  $AMAX$

$$MAX_N > 80 AMAX / 100 \quad (2.13).$$

В противен случай се счита, че анализираният QRS е действителен.

На фиг. 2.26 и фиг. 2.27 е илюстрирана работата на алгоритъма с реален сигнал без шумове и при наличност на шумове.



Фиг. 2.26. Фрагмент от сигнала A1010 без наличност на шумове



Фиг. 2.27. Фрагмент от сигнала A1010 с наличност на шумове

Алгоритъмът от параграфи 2.1.1 до 2.1.7 се прилага върху всички канали на ЕКГ записа, а резултатите  $C1(n)$  и  $C2(n)$  се обединяват с логическа операция ИЛИ в  $C(n)$

$$C(n) = C1(n) \cup C2(n) \quad (2.14).$$

Постигнатите чувствителност  $Se$  и специфичност  $Sp$  след прилагане на алгоритъма върху 71 записа от АНА Database и 42 записа от MIT-BIH Arrhythmia Database са съответно  $Se = 99.71\%$ ,  $Sp = 99.66\%$  и  $Se = 96.74\%$ ,  $Sp = 97.21\%$ . За правилно разпознати комплекси се приемат тези, чиито максимални екстремуми попадат в интервала  $\pm 30$  ms около съответните анотационни маркери. Разделът 80xx на АНА Database не е използван, защото е съставен от ЕКГ с камерни фибрилации. При оценката не са взети предвид файловете АНА 2003 и 5009 и MIT-BIH 201, 207 и 232, поради разместени анотационни маркери, както и MIT-BIH 102, 104 и 217, представляващи пейсмейкърна активност.

## 2.2. Детекция на екстрасистоли

Алгоритъм за откриване на екстрасистоли се състои от следните стъпки: 1) Определяне на доминантните (еталонни) QRS комплекси за всеки сегмент по отделно - NN. 2) Селекция на синусови (нормални) QRS комплекси. 3) Измерване на времевите параметри на еталонните QRS комплекси. 4) Откриване на екстрасистоли.

### 2.2.1. Определяне на доминантните (еталонни) QRS комплекси за всеки сегмент по отделно

Доминантните комплекси NN се определят за всеки сегмент, като кандидатите за екстрасистоли се отстраняват. Така се намалява броят на QRS комплексите, върху които се прилага анализ, изискващ по-голям изчислителен ресурс и време за обработка.

$NN$  се получават по описания в т. 1.5 алгоритъм. Получените образи  $z(k)$  се записват в масива  $P$  (pattern)  $P=X[k]$ ,  $k = 0 \div 79$ . и се обработват с усредняващия филтър (2.15)

$$z(k) = \frac{\sum_{i=n}^{i=n+L} x(k)_i}{L} \quad (2.15).$$

Тук  $x(k)$  е масивът на доминантния комплекс за сегмент  $k$ ,  $n$  е текущият индекс на сигнала в записа;  $L=5$  за файлове на АНА и  $L=7$  за файлове на MIT-BIH.

Причината за допълнителната обработка е по-малкият брой QRS комплекси, участващи във формиране на доминантния образ в сегмента, при което присъствието на шум в сигнала, даже и с относително ниски амплитуди, води до изкривяване на образа.

Резултатът от работата на филтъра се вижда на фиг. 2.29. Със син цвят е показан доминантният QRS комплекс в един от анализиранияте сегменти. След филтриране качеството на сигнала се подобрява значително (зелената графика).



Фиг.2.29. Доминантния синусов QRS комплекс за първи канал записа MIT-BIH 111

### 2.2.2. Селекция на синусови (нормални) QRS комплекси

Синусовите QRS комплекси се подбират чрез корелационен анализ на сигнала. Алгоритъмът се прилага само върху вече маркираните комплекси  $S[k] = y'[n+k]$ . От тях се изключват всички комплекси, при които следва компенсаторна пауза т.е.

$$T_{RnR(n+1)} \geq 2T_{R(n-1)Rn} \quad (2.17).$$

Друго важно условие е въвеждането на мащабиращ коефициент  $k_M$  на първите производни на комплексите спрямо еталонния образ.

Обработените комплекси  $S[k] = y'[n+k]$  се сравняват с първата производна на доминантния QRS комплекс, използван в случая като еталон. Прагът  $P_{resh}$  за приемане на маркирания комплекс  $S[k] = y'[n+k]$  като синусов е

$$P_{resh} = \frac{25 P'_{ampl}}{100} \quad (2.18),$$

където  $P'_{ampl}$  е амплитудата на еталонния комплекс. Последователността за определяне на  $k_M$  е показана в точки от 1-3.

1. Дискретите на производната на образа се повдигат на квадрат. Резултатът се съхранява в масива  $P_e[q]$  (2.19). Най-голямата стойност се записва в  $k_{patMAX}$  (2.20).

$$P_e[q] = P'[q]^2 \quad q = (0 \div 79) \quad (2.19)$$

$$k_{patMAX} = \max(P_e[q]) \quad q = (0 \div 79) \quad (2.20)$$

2. Всеки дискрет от производната на еталонния образ се умножава поиндексно с отместени на  $q$  позиции стойности на първата производна  $y'$  на анализирания QRS комплекс. Най-голямата стойност от описаното умножение се съхранява в  $k_{sigMAX}$

$$k_{sigMAX} = \max(y'[n+q] \cdot P'[q]), \quad q = (0 \div 79) \quad (2.21),$$

където  $n$  е индекс на първата производна на  $y'$ , а  $q=(0 \div 79)$  е отместването спрямо  $n$ .

3. Мащабиращият коефициент  $k_M$  се определя от зависимостта

$$k_M = \frac{k_{patMAX}}{k_{sigMAX}} \quad (2.22).$$

Комплексите се умножават с  $k_M$ , при което се получава масива на подобие  $S_{sim}$

$$S_{sim}[q] = k_M \cdot S[q] \quad q = (0 \div 79) \quad (2.23).$$

$S_{sim}[q]$  се сравнява с еталонния образ  $P_e[q]$ . Резултатът се записва в  $C_{result}[q]$

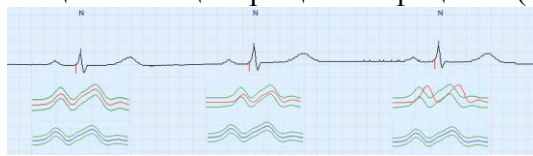
$$C_{result}[q] = abs(S_{sim}[q] - P_e[q]) \quad q = (0 \div 79) \quad (2.24).$$

Достатъчно е само един елемент от масива  $C_{result}[q]$  да удовлетворява неравенството

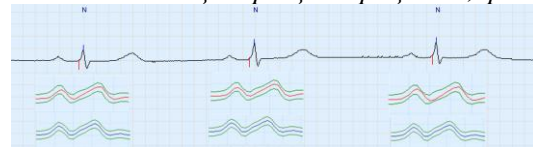
$$C_{result}[q] > P_{thresh} \quad (2.25),$$

за да се счита, че анализираният QRS комплекс не е синусов и принадлежи към множеството на потенциалните камерни екстрасистоли. Подобните на доминантния комплекс, се разпознават като надкамерни екстрасистоли (SVES) след оценка на интервалите  $RR_{n-1}$  и  $RR_n$ , заграждащи текущия  $RR_{n+1}$ .

Резултати от корелационния анализ без и с мащабиращ коефициент са показани на фиг. 2.30 а) и б). Обработени са три последователни QRS комплекса от първи канал на файла АНА1001.dat. Със зелен цвят са отбелязани допустимите граници на несъвпадение от  $\pm 25\%$  спрямо еталонния сигнал. Със син цвят е представен сигналът на първата производна на доминантния QRS (еталонен образ), а с червен цвят - първите производни на сигнала на всеки един QRS комплекс. Вижда се (фиг. 2.30 а), че анализ без мащабиращ коефициент би пропуснал втория и третия QRS комплекс, които са синусови. Те се разпознават коректно с помощта на мащабиращия коефициент (фиг. 2.30 б).



Фиг. 2.30 а). Корелационен анализ без мащабиращ коефициент, файл АНА1001, позиция 127018



Фиг. 2.30 б). Корелационен анализ с мащабиращ коефициент, файл АНА1001, позиция 127018

### 2.2.3. Измерване на времевите параметри на еталонните QRS комплекси

Формират се доминантни комплекси, сега само с определените вече синусови съкращения. Изчисляват се ширината, стръмността и амплитудата на еталонните комплекси, съхранени в масива  $P[k]$ ,  $k=(0\div 79)$ . Ширината се измерва на нивото на изоелектричната линия. Тя се разпознава чрез пет последователни дискрети, за които разликата (2.26), между първия и следващите не превишава 2 нива:

$abs(P[k]-P[k+1]) < 2$   $abs(P[k]-P[k+2]) < 2$   $abs(P[k]-P[k+3]) < 2$   $abs(P[k]-P[k+4]) < 2$   $abs(P[k]-P[k+5]) < 2$   
където  $k=(0\div 74)$ . Нивото на разпознатата изолиния на еталонният образ  $P_{iso}$  се изчислява с

$$P_{iso} = \frac{\sum_{m=0}^5 P[k+m]}{5} \quad (2.27).$$

Ширината на еталонния комплекс  $W_{QRSe}$  се определя като дължина на нулевата линия встрани от доминантния локален екстремум  $M=P[M]$  на образа в масива  $P[k]$ ,  $k=(0\div 79)$ . Дискретите на  $P[k]$  вляво от  $M$  се изброяват докато са част от нулевата линия

$$P_{iso} = P[M-p] \quad p=(1, 2 \dots 39) \quad (2.28),$$

или се достигне началото на масива  $P[k]$ , след което стойността на  $p$  се записва в  $P_L$ . Аналогична процедура се прилага върху дискретите вдясно от  $M$

$$P_{iso} = P[M+p] \quad p=(1, 2 \dots 39) \quad (2.29).$$

Тази стойност на  $p$  се запомня в  $P_R$ . Ширината на еталонния QRS комплекс се пресмята с

$$W_{QRSe} = P_L + P_R \quad (2.30).$$

Стръмността на QRS комплекса  $V_{QRSe}$  е средната разлика в стойностите на  $N=5$  дискрети преди и след локалния екстремум за записи от АНА Database, или на интервал от 20 ms. За записите от MIT-BIH Database броят на дискретите е  $N=7$ .  $V_{QRSe}$  се изчислява с израза

$$V_{QRSe} = \frac{\sum_{m=0}^4 abs(P[M-m]-P[M-(m+1)]) + \sum_{m=0}^4 abs(P[M+m]-P[M+m+1])}{2N} \quad (2.31).$$

Амплитудата на еталонният образ  $A_{QRSe}$  се определя от зависимостта

$$A_{QRSe} = \text{abs}(\max(P[k]) - \min(P[k])) \quad k=(0, 1, 2 \dots 79) \quad (2.32).$$

Изчислените параметри на еталонния образ се използват при следващ корелационен анализ за разграничаване на камерните комплекси.

#### 2.2.4. Откриване на екстрасистоли

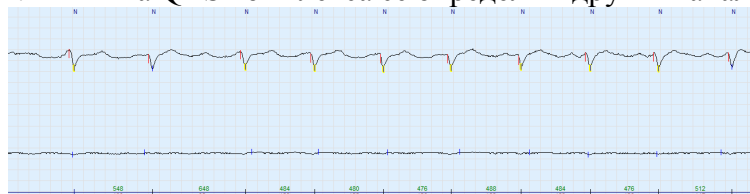
Камерните комплекси се анализират и в двата канала, като единият е основен – в него се разпознават *NN* комплекси, а другият е опорен и служи за потвърждаване на резултата. Ако текущият QRS комплекс е маркиран като нормален и в двата канала, той се изключва от следващите фази на детекция на екстрасистоли.

При разлика в каналите, изследваният комплекс се сравнява с доминантния *NN* образ по пет главни признака: амплитуда, ширина, стръмност на изменение, форма на образите и ненормални вариации на RR интервалите. Изследваният комплекс се маркира като екстрасистола, ако разликите са повече от две при следните изпълнени условия :

1. Амплитудата на доминантния *NN* образ  $A_{NN}$  трябва да отговаря на условието:

$$A_{NN} > \frac{8A_{MAX}}{100} \quad (2.33),$$

където  $A_{MAX}$  е възможно най-голямата амплитуда, определена от диапазона на АЦП. В случая на фиг. 2.31. типът на QRS комплекса се определя в другия канал.



Фиг.2.31. Малка амплитуда на доминантния *NN* във втори канал на АНА1009

2. Абсолютната стойност от разликите на сигнала в интервали от 80 ms преди и след разглежданото събитие трябва да удовлетворява дизюнкцията

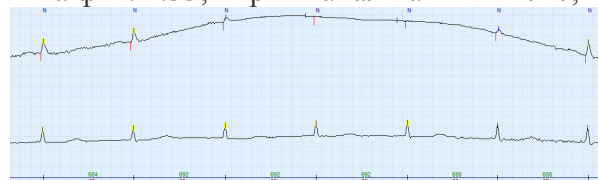
$$A_L = \text{abs}(y[n-M] - y[n]) > \frac{2A_{MAX}}{100} \cap A_R = \text{abs}(y[n+M] - y[n]) > \frac{2A_{MAX}}{100} \quad (2.34).$$

Тук  $n$  е индексът на екстремума на анализирания QRS комплекс, а отместването спрямо него е  $M=20$  за АНА Database и  $M=28$  за MIT-BIH Database. Пример за неудовлетворяване на (2.34) е показан на фиг. 2.32. Заградените с окръжност QRS комплекси във втория канал няма да бъдат анализирани. Типът им се определя от комплексите в другия канал.



Фиг. 2.32. Позиция 20020 във втори канал на АНА 5002 не удовлетворява условие (2.20)

Подобен е случаят на фиг. 2.33, първи канал на АНА 2010, позиция 429603.



Фиг. 2.33. Ниска амплитуда на сигнала в първи канал на АНА 2010

Комплексите, удовлетворяващи условия (2.33) и (2.34) се допускат до допълнителен анализ на амплитудата, ширината, скоростта на нарастване, наличието на компенсаторна пауза или на екстремум, обратен на екстремума на доминантния образ, както и до корелационен анализ за несъвпадение с първата производна на доминантния образ.

Граничните условия по амплитуда  $A_{QRS}$ , при които броят на признаци за изследвания QRS комплекс се увеличава с единица са

$$A_{QRS} > \frac{140}{100} A_{NN} \text{ или } A_{QRS} < \frac{60}{100} A_{NN} \quad (2.35).$$

Граничното условие по ширина  $W_{QRS}$  е

$$W_{QRS} > \frac{120}{100} W_{NN} \quad (2.36).$$

Граничното условие по скорост на нарастване на сигнала  $V_{QRS}$ , при които броячът на признаци се увеличава с единица е

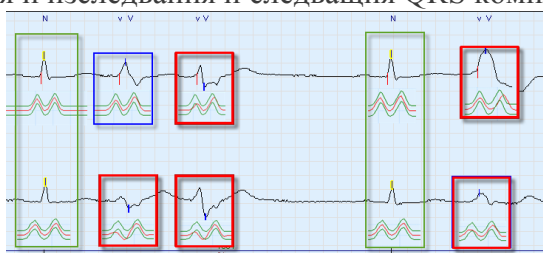
$$V_{QRS} > \frac{120}{100} V_{NN} \quad (2.37).$$

Тук  $A_{NN}$ ,  $W_{NN}$  и  $V_{NN}$  са амплитудата, ширината и скоростта на доминантния QRS комплекс.

Условието за наличност на компенсаторна пауза е:

$$RR_{LEFT} < \frac{43}{100} (RR_{LEFT} + RR_{RIGHT}) \quad (2.38),$$

където с  $RR_{LEFT}$  и  $RR_{RIGHT}$  са означени времеинтервалите в дискрети, съответно между изследвания и предходния и изследвания и следващия QRS комплекс.



Фиг. 2.34. Корелационен анализ между QRS комплексите и доминантни NN образи в АНА А6009

На фиг. 2.22 е вижда резултатът от корелационен анализ в двата канала. Под всеки QRS комплекс, представени с червен цвят, са показани мащабираните по амплитуда и спрегнати по време образи. Зелените графики отбелязват допустимото отклонение спрямо образа на доминантния за канала NN образ. Със зелените правоъгълници са маркирани нормалните QRS комплекси, при които се наблюдава съвпадение. В син правоъгълник е заграден камерен комплекс, който поради близост с доминантния образ се определя от алгоритъма като нормален. Този нежелателен ефект се игнорира чрез другия канал, където QRS комплексът се разпознава като екстрасистола. С червените правоъгълници са маркирани патологични QRS комплекси, които излизат извън допустимите граници.

Анализът се повтаря за втория канал, като той става основен, а първият канал - опорен. Решенията взети по време на обработката на първи канал се вземат под внимание и обработваните веднъж комплекси не се анализират повторно.

Резултатите от анализа в двата канала  $V1(n)$  и  $V2(n)$  се обединяват посредством логическа операция "ИЛИ"

$$V(n) = V_1(n) \cup V_2(n) \quad (2.22).$$

Процедурата може да се прилага за повече от два ЕКГ канали.

Данните за чувствителност и специфичност при разграничаване на камерните съкращения, получени върху сигналите от двете бази данни, са съответно  $Se = 92.27\%$  и  $Sp = 94.78\%$  за АНА Database и  $Se = 90.05\%$  и  $Sp = 86.46\%$  за MIT-BIH Database. Допустимото отклонение на разпознатите комплекси спрямо съответните анотации е отново  $\pm 30$  ms.

### Изводи

Разработените подходи и алгоритми съдържат последователни стъпки от принципно известни техники за предварителна обработка на ЕКГ сигналите, но с редица модификации, които допринасят за повишена точност на процедурите.

Алгоритмите за детекция на QRS комплекси и за разграничаване на нормални от извънредни камерни контракции се състоят на пръв поглед от повтарящи се процедури. Всъщност такива процедури се прилагат върху кратки избрани епохи от ЕКГ сигнала. Разпознаването и класификацията на нормални (синусови) QRS комплекси и екстрасистоли в 24 часов ЕКГ запис (Holter) отнема само около 7-8 мин. Този резултат е определен чрез измерване на времето за анализ на определен брой файлове от АНА Database, всеки от които има продължителност от 30 до 33 минути и се обработва за 7 до



11 с. Такъв вариант за оценка на бързодействието на алгоритъма има предимство пред използване на реални Holter записи, защото в общоприетите АНА и MIT-BIH Databases са събрани типични разнообразни сигнали, които са по-трудни за анализ от повечето от единични реални 24 часови записи.

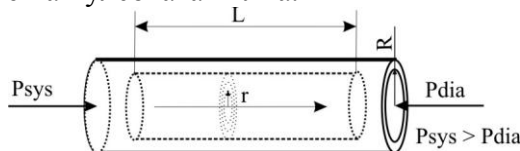
### ГЛАВА 3

#### 3.1. ПРОДЪЛЖИТЕЛНО ИЗМЕРВАНЕ НА КРЪВНОТО НАЛЯГАНЕ

Кръвното налягане се измерва по пулсометричния метод. Индивидуалните коефициенти на изследваното  $a$  и  $b$  се изчисляват с две измервания: едно в покой и друго след кратко натоварване. Целта на второто измерване е повишаване на систолното налягане. Отчитат се пулсовите налягания в двете състояния  $P_1$  и  $P_2$  заедно с времена на закъснение  $T_{p1}$  и  $T_{p2}$ . Това позволява решаването на системата уравнения (3.1)

$$\begin{aligned} P_1 &= aT_{p1} + b \\ P_2 &= aT_{p2} + b \end{aligned} \quad (3.1)$$

Кръвоносната система представлява затворена хидравлична система. Някои общи теоретични положения от тази материя могат да помогнат за по-добро измерване на времето за разпространение на пулсовата вълна.



Фиг.3.1. Определяне на обем течност, преминаващ през тръба с дадено сечение и скорост

Диастолното налягане  $P_{dia}$  се определя с закона на Hagen-Poiseil (3.2) за пресмятане на обем течност, преминаващ през тръба с дадени сечение и скорост (фиг. 3.1):

$$Q = \int_{r=0}^{r=R} dQ = \frac{\pi(P_{sys} - P_{dia})}{2\eta L} \cdot R^4 \quad (3.2),$$

където  $R$  е вътрешният радиус на съда,  $L$  – неговата дължина,  $\eta$  - вискозитетът на кръвта и  $Q$  - обемният поток.

От друга страна съществува зависимостта (3.3) за потока  $Q$  като функция от скоростта и посоката на потока:

$$Q = Av \cos(\theta) \quad (3.3).$$

Тук  $A$  е сечението на съда,  $v$  е скоростта на кръвния поток,  $\theta$  е ъгълът между посоката на кръвния поток и перпендикуляра към сечението. При  $\theta = 0^\circ$ , изразът (3.4) се опростява

$$Q = Av \quad (3.4).$$

Нека вземем предвид

$$v = \frac{S}{t} \quad (3.5),$$

където  $S$  е пътят на вълната (дължината на съда), а  $t$  е времето, за което вълната се появява в точката на измерване  $M$ . След заместване на  $v$  в (3.4), зависимостта придобива вида:

$$Q = A \frac{S}{t} = A \frac{L}{T_p} \quad (3.9).$$

От (3.2) и (3.9) се получава израза

$$A \frac{L}{T_p} = \frac{\pi(P_{sys} - P_{dia})}{2\eta L} R^4 \quad (3.10),$$

а  $P_{dia}$  се определя от

$$P_{dia} = P_{sys} - A \frac{L}{R^4 \pi T_p} 2\eta L \quad (3.11).$$

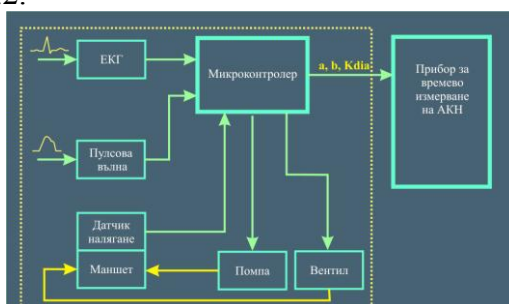
Ако при наблюдаване на един индивид, точката на измерване остава постоянна, тогава  $A \frac{L}{R^4 \pi} 2\eta L$  не се променя по време на отчетите и представлява диастолен коефициент на индивида  $\kappa_{dia} = A \frac{L}{R^4 \pi} 2\eta L$ , който може да се определи от зависимостта

$$\kappa_{dia} = (P_{sys} - P_{dia})T_p \quad (3.12)$$

Стойността на оцененото диастолично налягане  $P_{dia}$  се получава от израза :

$$P_{dia} = (P_{sys} - \frac{\kappa_{dia}}{T_p}) \quad (3.13)$$

Създаден е измервателен комплекс, работещ по описания по-горе метод. Блокова му схема е показана на фиг. 3.2.



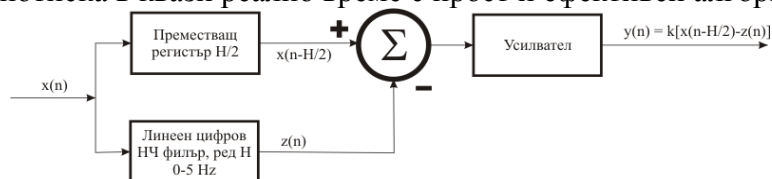
Фиг. 3.2. Измервателен комплекс за регистриране на АКН по метода на РТТ

Комплексът се състои от модул 1 за определяне на индивидуалните коефициенти на изследваното лице, включващ два аналогови канала за регистриране ЕКГ и ПВ, микроконтролер и уред за измерване на АКН по осцилометричен метод, и модул 2 за измерване на закъснението на пулсовата вълна  $T_p$  спрямо максимума на QRS комплекса.

Не са редки случаите на временна загуба на пълен контакт между кожата и електрода, проявена в интервали с различна продължителност. Тези артефакти могат да бъдат моделирани като случайно рязко отклоняване на сигнала от нулевата линия в положителна или отрицателна посока, затихващо по експоненциален закон. Продължителността на смущението е до 1 s а амплитудата му достига максималния обхват на регистриращото устройство.

Върху ЕКГ сигнала, регистриран при повишена физическа активност, се наслагват силен дрейф и мускулни биопотенциали, достигащи до 10% от амплитудата на ЕКГ с продължителност от около 50 ms при честоти от 0-10 kHz.

Дрейфът се потиска в квази реално време с прост и ефективен алгоритъм (фиг. 3.5).



Фиг. 3.5. Блокова схема на алгоритъм за компенсиране на дрейфа на нулевата линия

Усиленият от инструменталния усилвател (ИУ) ЕКГ сигнал се преобразува от 12-битов АЦП, формиращ входния сигнал  $x(n)$ . За да се избегне насищане, обхватът на АЦП превишава няколко пъти полезния сигнал. Честота на дискретизация е 256 Hz. Цифровият сигнал  $x(n)$  постъпва едновременно в линеен нискочестотен цифров филтър от ред „Н” и блок за закъснение, представляващ преместващ FIFO регистър с дължина  $H/2$ . Сигналите от изходите на двата блока се изваждат, като при необходимост полученият сигнал  $y(n)$  се усилва по програмен път.

$$y(n) = x(n - \frac{H}{2}) - z(n) = x_H(n) - z(n) \quad (3.14)$$

Сигналите на входа на изваждащия блок  $z(n)$  и  $x_H(n) = x(n - H/2)$  се представят като

$$z(n) = \sum_{k=0}^{k=N} h_k a_k + \sum_{k=N}^{k=M} h_k a_k \quad (3.15)$$

$$x_H(n) = \sum_{k=0}^{k=N} a_k + \sum_{k=N}^{k=M} a_k \quad (3.16),$$

където:

$h_k$  е коефициентът на предаване на филтъра за честота  $k$ ,  $a_k$  е амплитудата на спектралната съставна на сигнала,  $N$  е гранична честота, а  $M$  е най-високата гранична честота, която може да бъде обработена от филтъра (в случай 128 Hz).

След заместване на  $z(n)$  и  $x_H(n)$  в (3.14), за изходния сигнал  $y(n)$  се получава

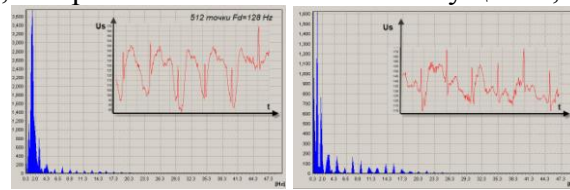
$$y(n) = \sum_{k=0}^{k=N} a_k + \sum_{k=N}^{k=M} a_k - \left( \sum_{k=0}^{k=N} h_k a_k + \sum_{k=N}^{k=M} h_k a_k \right) \quad (3.17).$$

Тъй като  $h_k=1$  в обхвата от  $0 - N$ , изразът (3.17) може да бъде записан като

$$y(n) = \sum_{k=N}^{k=M} a_k - \sum_{k=N}^{k=M} h_k a_k \quad (3.18)$$

От (3.18) може да бъде направен извода, че съставните честоти на сигнала от нула до  $N$  не присъстват в изходния сигнал на изваждащия блок, докато честоти  $f$  в обхвата  $N < f < M$  формират сигнал в зависимост от реда на използвания филтър.

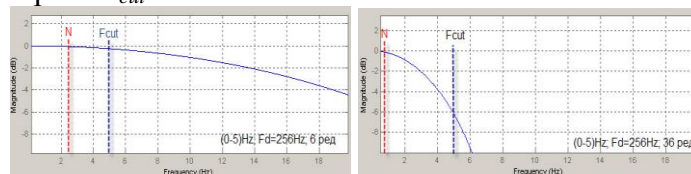
Повечето автори препоръчват честотата на среза на филтъра 1 Hz. Направените изследвания обаче показват, че при силни нискочестотни смущения, този срез е нисък.



Фиг.3.6. Епохи от ЕКГ и техните спектри при повишена физическа активност

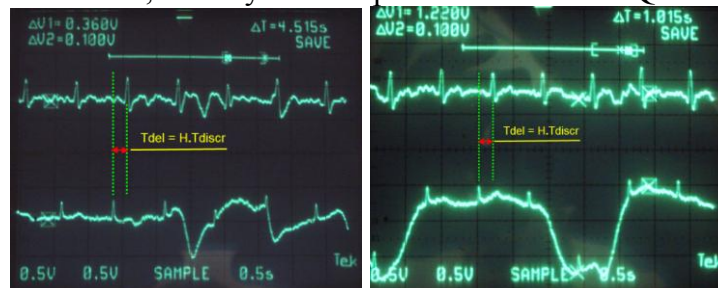
На фиг. 3.6 са показани епохи от ЕКГ и техните спектри, регистрирани в състояние на повишена физическа активност. В сигнала присъстват шумови компоненти в обхвата 1-2 Hz, които са няколко пъти по-големи от полезните съставни на ЕКГ. Затова се прилага 2 до 4 пъти по-висока честота на среза.

Фиг. 3.7 представя АЧХ на цифрови НЧ пропускащи филтри тип “FIR window” от 6 и 36 ред с честота на среза  $F_{cut} = 5$  Hz.



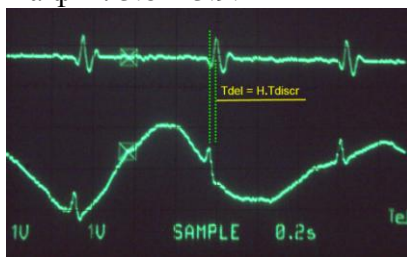
Фиг.3.7. АЧХ на НЧ филтри а) от 6 ред и б) АЧХ от 36 ред

Вижда се, че поради ниските стойности на коефициента  $h_k < 1$ , филтърът от по-висок ред ще изважда в компенсатора на дрейфа недостатъчно честотите, които са по-ниски от  $F_{cut}$ . Обратно, филтърът от 6 ред с  $h_k \approx 1$  почти до честотата на среза води до отстраняване нискочестотните компоненти, което улеснява разпознаването на QRS комплекса.



Фиг. 3.8. Работа на НЧ филтър от 36 ред в реално време при а) единични смущения с продължителност 250 и 500 ms и б) периодични смущения с честоти  $F=0.5$  и 1 Hz

Резултатите от работата на алгоритъма (фиг. 3.5) в реално време при използване на двата типа филтри са показани на фиг. 3.8 и 3.9.



Фиг. 3.9. Работа на НЧ филтър от 36 ред в реално време със смущения с честота  $F=1$  Hz и амплитуда=400% от QRS комплекса

Показаните сигнали са регистрирани от китките на лявата и дясна ръка при интензивна работа с клавиатура. Долните графики са на нефилтрирани сигнали, а горните са резултат на обработката. Двата сигнала са разместени поради закъснение в линейния цифров филтър (фиг. 3.8, 3.9). Разликата в графиките  $T_{del}$  е показана с две прекъснати линии и е равна на  $T_{del}=HT_{discr}$ , където  $H$  е реда на филтъра, а  $T_{discr}$  е периодът на дискретизация ( $T_{discr}=1/F_{discr}=1/128$  Hz=0.78 ms). Символите  $X$  на фиг. 3.8б и 3.9 са маркери на развивката на осцилоскопа, откъдето са заснети сигналите.

Филтърът от 36 ред пропуска част от полуълна с продължителност 250 ms на изхода на компенсатора (фиг. 3.8а). Изходният сигнал на фиг. 3.9 не съдържа нисочестотни компоненти. Наблюдава се стабилна нулева линия.

Пулсовата вълна изисква внимателна обработка преди разпознаването. Фотоплетизмографът регистрира пропуснатата през тъканта светлина с определена дължина на вълната. Излъчването на светлинни сигнали е с постоянен интензитет в тесни честотни граници. Въпреки това, към полезната компонента на сигнала  $U_{PW}(n)$  често се наслабва паразитно смущение  $U_N(n)$ . То се поражда от други източници на светлина като слънцето, електрически лампи и дори промяна в заобикалящия светлинен фон.

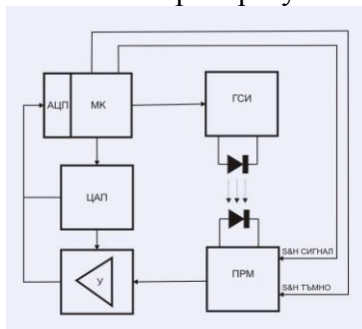
Разработен е подход за премахване на смущението, като регистрираният сигнал от фотоплетизмографа се дигитализира последователно в два отделни канала:  $U_{ch1}(n)$  по време на включен светлинен източник СИ и  $U_{ch2}(n)$  при изгасен източник. Тъй като паразитният светлинен поток се изменя относително бавно спрямо полезния сигнал, той присъства и в двата канала (равенства 3.19 и 3.20). Последвалото изваждане на сигнала на единият канал от другия елиминира паразитната компонента  $U_N(n)$  (3.21).

$$U_{ch1}(n) = U_{PW}(n) + U_N(n) \quad (3.19)$$

$$U_{ch2}(n) = U_N(n) \quad (3.20)$$

$$U_S(n) = U_{ch1}(n) - U_{ch2}(n) = U_{PW}(n) + U_N(n) - U_N(n) = U_{PW}(n) \quad (3.21)$$

Блоковата схема на модула за регистриране на ПВ (фиг. 28) се състои от микроконтролер МК с АЦП, генератор на светлинни импулси ГСИ, приемник на преминалия през тъканта светлинен сигнал ПРМ и усилвател У с цифрово управление на усилването чрез 8 битов цифрово-аналогов преобразувател ЦАП.



Фиг. 3.10. Блокова схема на модула за регистриране на ПВ

ПВ се регистрира в отдалечени периферни точки на човешкото тяло. Много често оросяването на капилярната тъкан се влошава. Това води до намаляване на амплитудата на

сигнала, а в някои случаи и до пълното му изчезване. Работа с фиксиран коефициент на усилване би опорочила измерването. Затова амплитудата на сигнала на изхода на ПРМ се поддържа постоянна от МК и ЦАП, чиято резистивна матрица е в обратната връзка на У.

Необходимата стойност на  $DAC_{NEW}$  за стабилизиране на зададена амплитуда на изходния сигнал  $U_0$  се определя от

$$DAC_{NEW} = \frac{U_0}{U_{IN} \cdot U_{DAC1}} \quad (3.22),$$

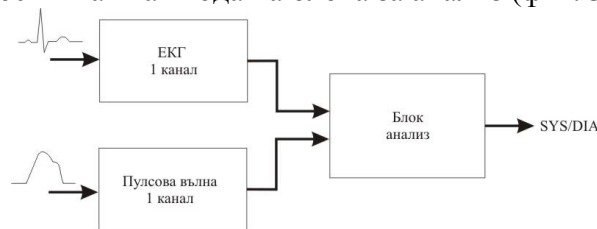
$$\text{като } U_{IN} = \frac{U_{OUT}}{DAC_N \cdot U_{DAC1}} \quad (3.23)$$

$$\text{и } U_{OUT} = \frac{U_{ref}}{Z} ADC_N \quad (3.24)$$

Тук  $U_{IN}$  е напрежението на сигнала, постъпващо на входа на модула,  $U_{DAC1}$  - нарастване на напрежението при увеличаване на текущата стойност на ЦАП с 1,  $U_{OUT}$  - напрежението на изходния сигнал на пулсовата вълна, измерено от МК,  $DAC_N$  - текущата стойност на ЦАП за изчисленото напрежение,  $U_{ref}$  - опорното напрежение на АЦП,  $ADC_N$  - стойността на сигнала в дискрети,  $a Z$  е разредността на АЦП.

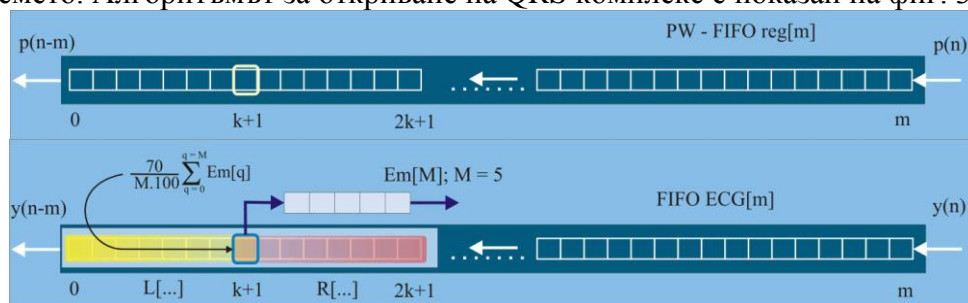
Алгоритъмът за определяне на закъснението на ПВ  $T_P$  в предварително избрана периферна точка се свежда до следните основни стъпки: 1) разпознаване на QRS комплекса и намиране на неговия максимум, и 2) откриване на предварително избрана характерна точка от ПВ, след разпознатия комплекс.

Честота на дискретизация и за двата канала е на ЕКГ сигнала, въпреки разликата в динамиките на пулсовата вълна и електрокардиограмата. Това улеснява определяне на времето на закъснение и повишава точността на измерването. След описаните по-горе обработки, ЕКГ и ПВ постъпват на входа на блока за анализ (фиг. 3.11)



Фиг. 3.11. Блокова схема за измерване на АКН по метода на РТТ

Блокът съдържа два буфера от типа FIFO:  $ECG[m]$  и  $PW[m]$  (фиг. 3.12). Размерът на регистрите трябва да позволява запис на широки камерни контракции (около 400 ms) при избран период на дискретизация. Така се разпознават и камерни екстрасистоли, за които измерването на времето на закъснение на ПВ се игнорира. При честота на дискретизация  $Fd=125$  Hz (вреинтервал  $Td=8$  ms), дължина на FIFO е  $m=100$  елемента, отговарящи на 800 ms във времето. Алгоритъмът за откриване на QRS комплекс е показан на фиг. 3.12.



Фиг. 3.12. Алгоритъм за откриване на QRS комплекси в реално време

В масива  $ECG [m]$  се формират два подмасива с условно означение  $L$  (left) и  $R$  (right). Те са с една и съща продължителност  $k+1 < m$ , като последният елемент на масива  $L$  и първият елемент на масива  $R$  са общи и броят на елементите, съдържащи се в двата масива, е винаги  $2k+1$ . Максимумът на QRS комплекса се търси в обхват от нулевия до  $2k+1$ -вия елемент на подмасивите на  $ECG[m]$ . Запомнят се индексите на най-големите

стойност  $MAX$  в тях. В края на анализа  $MAX_L$  и  $MAX_R$  се сравняват. Счита се, че е открит максимум, ако са изпълнени условията

$$MAX_L = MAX_R$$

$$\text{и } indexMAX_L = indexMAX_R = k + 1 \quad (3.25).$$

Кандидатът за QRS трябва да отговаря на амплитудно условие и условие за подобие. Първото условие се удовлетворява когато текущо регистрираният максимум  $M_X$  е по-голям от 70% от амплитудата на усреднения максимум  $Em[5]$  на ЕКГ сигнала.  $Em[5]$  масивът е от тип FIFO и се състои от 5 елемента. След всяко разпознаване на кандидат за QRS комплекс се изчислява текущият усреднен максимум  $M_{ECG}$ , а масивът се опреснява.

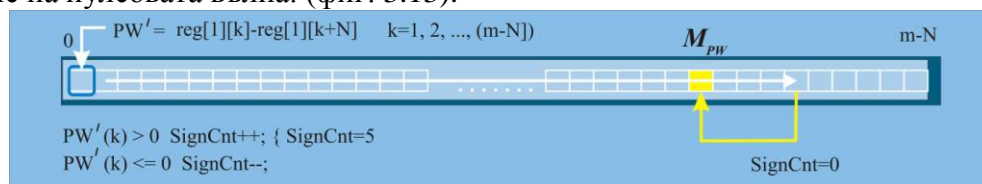
$$M_{ECG} = \frac{70}{M \cdot 100} \sum_{q=0}^{M-1} Em[q] \quad (3.26),$$

където  $M$  е размерността на  $Em$  масива. Ако  $M_X$  отговаря на изискването

$$M_X \geq M_{ECG} \quad (3.27),$$

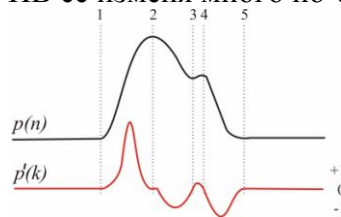
той се допуска до анализ за подобие с доминантния QRS комплекс, формиран при определяне на персоналните коефициенти на изследвания субект. Този алгоритъмът е описан в раздел 2.1.4. В случай че условията са удовлетворени, се счита, че е открит QRS комплекс. След това търсенето на нови максимуми се забранява в интервал от 300 ms за да избегне разпознаване на високи и стръмни Т вълни като кандидати за QRS комплекс.

Алгоритъмът продължава с търсене на избраната характерна точка от ПВ (най-често максимум). В  $PW[m]$  се формира нов масив  $PW'[m]$  от тип FIFO, съдържащ скоростта на изменение на пулсовата вълна. (фиг. 3.13).



Фиг. 3.13. Масив  $PW'[m]$  съдържащ първата производна на пулсовата вълна

Всеки елемент от  $PW'[m]$  представлява разликата между текущия елемент  $k$  и елемента с индекс  $k+N$ . За избраната работна честота на дискретизация ( $Fd=125$  Hz)  $N=5$ , а закъснението се въвежда понеже ПВ се изменя много по-бавно от ЕКГ (фиг. 3.14).



Фиг. 3.14. Регистриран сигнал на пулсовата вълна  $p(n)$  и първата и производна  $p'(k)$

Анализът започва с последователното определяне на знака на производната. Регистратор на неговото изменение е броячът  $SignCnt$ . При положителния знак на  $p'(k)$  в началото на пулсовата вълна в интервала 1-2 (фиг. 3.14), броячът се увеличава с 1, но не повече от предварително зададен праг равен на 5.  $SignCnt$  се намалява с 1 след всяка нулева или отрицателна стойност. Когато броячът стане равен на нула в точка  $k$ , се счита, че в  $M_{PW}$  (фиг. 3.13) е открито начало на екстремум на пулсовата вълна.

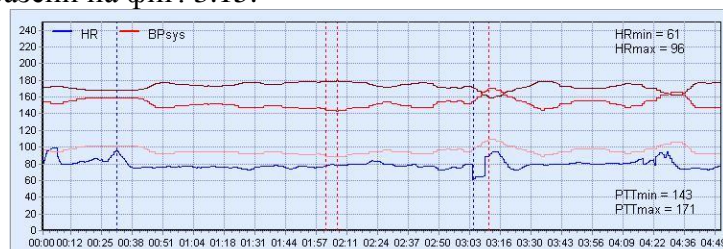
$$M_{PW} = k - 5 \quad (3.28)$$

Освен в интервала 1-2, екстремуми ще бъдат открити и в интервалите 2-3; 3-4 и 4-5, но се приема, че появата на първия екстремум в очакваната зона на пулсовата вълна характеризира с достатъчна точност закъснението ѝ спрямо QRS комплекса.

Времето за закъснение на ПВ  $T_{PTT}$  се получава от

$$T_P = (index_{M_{PW}} - index_{M_{ECG}}) T_d \quad (3.29)$$

Систолното налягане  $P_{sys}$  се определя като  $T_p$  се замества в зависимост (3.1), а от (3.10) се изчислява диастолното налягане  $P_{dias}$ . Намерените по описания алгоритъм стойности са изобразени на фиг. 3.15.



Фиг. 3.15. Графика на  $T_p$ ,  $P_{sys}$ ,  $P_{dias}$  и сърдечната честота

Тук е показан пет минутен запис на АКН, определен по PTT метода. С кафяв цвят е представена графиката на  $T_p$  в ms, с червен цвят - систолното налягане  $P_{sys}$  в mm Hg, с розов -  $P_{dias}$  в mm Hg и със син - графиката на сърдечната честота HR в bpm.

Алгоритъмът се реализиран с микроконтролер MSP430F5025 и е приложен в научно-изследователския комплекс (НИК) ВеОн-1 за определяне на АКН по време на изследване на оператори в екстремни условия (фиг. 3.16).



Фиг. 3.16. Комплекс НИК ВеОн-1 за изследване на оператори в екстремни условия

### Изводи

Методът за изчисляване на артериалното кръвно налягане чрез измерване на времето за разпространение на пулсовата вълна използва индивидуалните коефициенти  $a$  и  $b$  на изследваното лице, които се определят след еднократни предварителни измервания на систолното налягане в покой и след кратко натоварване. Тези коефициенти, заедно с коефициента  $k_{dias}$ , изведен съгласно общи теоретични съображения за затворена хидравлична система, позволяват изчисляването на систолното и диастолното налягане по време на продължителното наблюдаване на изследваното лице.

За потискане в квази реално време на дрейфа на изоелектричната линия на ЕКГ в условия на повишена двигателна активност се прилага нискочестотен цифров филтър от 6 ред с честота на среза  $F_{cut} = 5$  Hz, като филтрираният сигнал се изважда от входния сигнал.

Параметрите на филтъра са оптимизирани. По-нисък ред води до изрязване на нискочестотния спектър на сигнала, където са концентрирани смущения, появяващи се предимно в случаите на повишена физическа активност. Постигната стабилност на изоелектричната линия е висока, което позволява достоверно разпознаване на QRS комплексите в реално време, когато не е необходим морфологичен анализ на ЕКГ сигнала.

При избраната честота 0-5 Hz, по-голяма стръмност на среза, напр. тази на филтър от 36 ред, ще потиска в по-голяма степен смущаващите сигнали с честоти 1-2 Hz. Това води до пропускането на тези смущения в изхода на компенсатора на дрейфа. Независимо от по-малката си амплитуда, те могат да затруднят откриването на QRS комплекса. Филтрите от по-висок ред имат предимства при по-ниски честоти на среза на филтъра (до 1 Hz) и при необходимост от анализ на отделните компоненти на RR интервала.

Въпреки, че излъчването на светлинни сигнали с постоянен интензитет е в тесни честотни граници, към полезната компонента на фотоплетизмографския сигнал много

често се наслаждава паразитно смущение, породено от промяна в заобикалящия светлинен фон. Смущението се отстранява като сигналът се дигитализира последователно по време на включен и изгасен светлинен източник. Последващо изваждане на двата сигнала елиминира паразитната компонента, тъй като тя се изменя относително бавно спрямо полезната компонента, която присъства и в двата сигнала.

Много често оросяването на капилярната тъкан по време на измерване на пулсовата вълна се влошава. Това води до намаляване на амплитудата на сигнала, а в някои случаи и до пълното му изчезване. В такива случаи работа с фиксиран коефициент на усилване би опорочила измерването. Затова амплитудата на сигнала на изхода се поддържа постоянна чрез въвеждане на обратна връзка в усилвателя.

Реперна точка в пулсовата вълна (най-често максимум) се търси чрез последователно изброяване на знаците на първата производна в сигнала. Броят на производните с еднакъв знак не може да превишава определено число. Когато то се изравни с броя на следващи производни с другия знак, началото на тези две поредици се отбелязва като реперна точка.

Ефективността на метода е проверена само чрез клинични изследвания поради липсата на анотирани бази данни. Кръвното налягане е измервано по конвенционален начин в началото и края на всеки експеримент. Регистрирани са повече от 100 графики на закъснение на пулсовата вълна, които проследяват промените в кръвното налягане.

В заключение можем да отбележим че разгледаният метод има следните съществени предимства:

- Осигурява непрекъснато измерване на АКН при всяко съкращение на сърцето.
- Не стресира пациента по време на измерването.
- Лесно може да бъде съвместен с пулс-оксиметър, което позволява едновременно мониториране на насищането на кръвта с кислород.
- Полезен е в случаите за дълговременно мониториране на пациенти в постоперативен период.
- Приложим е в екстремни условия, като полети и подводни дейности.

## ***ПРИНОСИ***

В дисертационния труд са постигнати следните

### ***Научно-приложни приноси***

1. Разработен е бързодействащ алгоритъм за детекция на камерни контракции в продължителни ЕКГ записи, състоящ се в:

- отстраняване на дрейфа, извлечен чрез нискочестотен филтър с гранична честота 0.6 Hz, и потискане на високочестотни шумове чрез втори нискочестотен филтър с гранична честота 15 Hz, с което се запазват характерни компоненти на камерните екстрасистоли в условия на повишена двигателна активност;
- повторно дискретизиране в зоните на QRS комплексите с оптимизирана честота от 64 Hz, с което вероятността да бъде пропусната характерна точка от комплексите се свежда до минимум, а влиянието на остатъчните шумове остава в допустими граници;
- въвеждане на праг за търсене на кандидати за нормални комплекси или екстрасистоли чрез анализ на броя на локални максимуми с определени амплитуди;
- определяне на доминантни образи в отделни сегменти на записа, с което се подобрява разпознаването на променящи се по форма камерни контракции.

Постигнатите чувствителност  $Se$  и специфичност  $Sp$  при тестване на алгоритъма със записи от АНА Database и MIT-BIH Arrhythmia Database са съответно  $Se=99.71\%$ ,  $Sp=99.66\%$  и  $Se=96.74\%$ ,  $Sp=97.21\%$ .



2. Разработен е бързодействащ алгоритъм за откриване на екстрасистоли в сегментираните записи, състоящ се в:

- селекция на синусови QRS комплекси чрез корелационен анализ по оптимизирани признаци, подбрани според влиянието им върху точността на извличане на тези комплекси;
- определяне с повишена точност на границите на естествени вариации на ширини, стръмности и амплитуди на еталонни синусови комплекси и сравняването им с кандидатите за извънредни съкращения.

Данните за чувствителност и специфичност на алгоритъма, получени върху сигналите от двете бази данни, са съответно  $Se=92.27\%$  и  $Sp=94.78\%$  за AHA Database и  $Se=90.05\%$  и  $Sp=86.46\%$  за MIT-BIH Arrhythmia Database. Комплексното прилагане на двата алгоритъма за детекция на камерни контракции и за откриване на екстрасистоли позволява разграничаването на нормални (синусови) QRS комплекси от екстрасистоли в 24 часов ЕКГ запис (Holter) за не повече от 30-40 s до 7-8 min в зависимост степента на смущенията, съпровождащи сигнала.

3. Разработен е метод за продължително следене в реално време на кръвно налягане, определяно в екстремни условия, напр. при полети с изстребител или при подводни дейности на водолази. Методът се основава на измерване на времето за разпространение на пулсовата вълна и се състои се в:

- оптимизиране на честота на среза в 5Hz и шестия ред на нискочестотен цифров филтър за потискане в квази реално време на дрейфа на изоелектричната линия на ЕКГ чрез изваждане на филтрирания от входния сигнал, което позволява оптимален баланс между отстранените смущения при повишена физическа активност и запазване на важните компоненти на QRS сигнала;
- определяне на два индивидуални коефициенти на изследваното лице след еднократни предварителни измервания на систолното налягане в покой и след кратко натоварване;
- въвеждане на трети коефициент, определен съгласно принципи на затворената хидравлична система, който позволява изчисляване както на систолното, така и на диастолното налягане;
- отстраняване на паразитни смущения, чрез дигитализиране на фотоплетизмографският сигнал по време на включен и изгасен светлинен източник;
- динамично поддържане на постоянна амплитуда на сигнала, с което се компенсират промени в оросяването на капилярната тъкан по време на измерване.

Данните, потвърждаващи ефективността на метода, са само от клинични изследвания поради липсата на аотирани бази данни. Кръвното налягане е измервано по конвенционален начин в началото и края на всеки експеримент. Установени са максимални отклонения в границите на  $\pm 10$  mm Hg. Регистрирани са повече от 100 графики на закъснение на пулсовата вълна, които проследяват промените в кръвното налягане.

### **Приложни приноси**

1. Подходът за детекция и разграничаване на камерни контракции в продължителни ЕКГ записи е внедрен в програмите "ER-02" и "ER-02M" за анализ на холтерни системи.
2. Методът за продължително следене на кръвното налягане в екстремни условия е внедрен в научно-изследователския комплекс (НИК) за оценка на оператори в екстремни условия "BeON-1" и НИК за диагностика и лечение на пост травматичен стрес по метода на EMDR (eye movement desensitization and reprocessing) "RMS-BFB7".

## ПУБЛИКАЦИИ ПО ДИСЕРТАЦИОННИЯ ТРУД

1. Танев Ст, Генов П, Петков Ал, Трендафилов Пл (2005): 'Компютърна обработка и анализ на електрокардиографски сигнали', Научна конференция с международно участие "Космос, екология, нанотехнология, сигурност SENS 2005", 10-13 юни, Варна, книга **2**, стр. 338-342.
2. Танев С, Трендафилов П, Генов П (2008): 'Метод и устройство за измерване на оксигемоглобина и оросяването на периферните тъкани', Четвърта научна конференция с международно участие "Космос, екология, нанотехнология, сигурност SENS 2008", 4-7 юни, Варна, стр. 70-74.
3. Танев С, Трендафилов П, Генов П, Танева Л (2009): 'Неинвазивен времеви метод за измерване на артериално кръвно налягане при всеки сърдечен цикъл', Пета научна конференция с международно участие "Космос, екология, нанотехнология, сигурност SENS 2009", 2-4 ноември, София, стр. 87-90.
4. Tanev S, Trendafilov P, Genov P, Taneva L (2009) : 'Fast algorithm for detection of normal and pathological evens in long period electrocardiogram recordings', Aerospace Research in Bulgaria, Sofia, **23**, pp. 131-138.
5. Tanev S (2012): 'Ventricular beat detection and classification in long term ECG recordings', Int J Bioautomation, **16** (4), pp. 273-290.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Даскалов ИК (1975): 'Скрининг-анализ на физиологични сигнали', *Дисертация*.
2. Даскалов И, Стамболиев И (1978): 'Електромедицинска диагностична техника', *Техника, С*.
3. Илиев ИЦ (1996): 'Система за дълговременно регистриране на кръвно налягане', *Дисертация*, Технически Университет - София.
4. Левков Ч, Михов Г, Иванов Р, Даскалов И (1980); 'Метод и устройство за елиминиране на смущения с мрежова честота при анализ на биосигнали', Авторско свидетелство No 48328.
5. Михов Г (1983): 'Програмно автоматизирани електронни устройства за обработка и визуализация на електрокардиосигнали', *Дисертация*.
6. Ненова ДН-Б (2011): 'Установяване на наличие на сърдечна дейност при екстремни ситуации', *Дисертация* Технически Университет - София.
7. Николова Р (2008): 'Времето на разпространение на пулсовата вълна – метод за изследване на функционалния статус на сърдечно-съдовата система', *Български Медицински Журнал*, **2** (1), 9-13.
8. Томов И, Томов Л (1972): 'Ритъмни нарушения на сърдечната дейност', *Медицина и Физкултура, С*.
9. Томов И, Томов Л (1975): 'Клинична електрокардиография и вектрокардиография', *Медицина и Физкултура, С*.
10. Томпкинс У, Уэбстер Д ред. (1985): 'Микрокомпютърные медицинские системы. Проектирование и применение', (превод от английски), *Мир, М*.

11. Христов ИИ (1988): 'Възприемане, обработка и регистриране на електрокардиосигнали чрез микропроцесорни устройства', *Дисертация*.
12. Afonso VX, Tompkins WJ, Nguyen TQ, Luo S. (1999): 'ECG beat detection using filter banks', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **46**(2), pp. 192-201.
13. Alste JAV, Schilder TS (1985): 'Removal of base-line wander and power line interference from the ECG by an efficient FIR filter with a reduced number of taps', *IEEE Trans Biomed Eng*, **32**, pp. 1052–1060.
14. Arzeno NM, Poon C-S, Deng Z-D (2006). Quantitative analysis of QRS detection algorithms based on first derivative of the ECG. Proc. of 28th IEEE EMBS Annual International Conference, New York, USA, 1788- 1791.
15. Arzeno NM, Deng Z-D, Poon C-S (2008). Analysis of First-Derivative Based QRS Detection Algorithms, *IEEE Trans Biomed Eng*, **55**(2), 478–484, doi: 10.1109/TBME.2007.912658.
16. Bakardjian H (1992): 'Ventricular beat classifier using fractal number clustering', *Med Biol Eng Comput*, **30**, pp. 495-502.
17. Bartolo A, Clymer BD, Burgess RC, Turnbull JP, Golish JA, Perry MC (2001): 'An arrhythmia detector and heart rate estimator for overnight polysomnography studies', *IEEE Trans Biomed Eng*, **48**(5), pp. 513–521.
18. Benitez D, Gaydecki PA, Zaidi A, Fitzpatrick AP (2001): 'The use of Hilbert transform in ECG signal analysis', *Comp in Biology and Medicine*, **31**, pp. 399-406.
19. Bensadoun Y, Raouf K, Novakov E (1994): 'Elimination du 50 Hz du signal ECG par filtrage adaptatif multidimensionnel', *Innov Tech Biol Med*, **15**(6), pp. 751-758.
20. Bensadoun Y, Novakov E, Raouf K (1995): 'Suppression de la déviation de la ligne de base du signal ECG par une méthode adaptive', *Innov. Tech. Biol. Med*, **16**(3), pp. 367-376.
21. Berson AS, Pipberger HV (1965) 'Errors caused by inadequacy of low-frequency response of electrocardiographs', *Digest 6th Int. Conf. on Biomed. Eng.*, Tokyo, Japan, 22nd- 27th Aug., Jpn Soc. of Med. Electron. & Biomed. Eng., 13-14.
22. Chen W, Kobayashi T, Ichikawa S, Takeuchi Y, Togawa T (2000): 'Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration', *Med Biol Eng Comput*, **38** (5) pp. 569-574.
23. Chen HC, Chen SW (2003): 'A moving average based filtering system with its application to real-time QRS detection', *Comput Cardiol*, **30**, pp. 585–588.
24. Christov II, Dotsinsky IA (1988): 'New approach to the digital elimination of 50 Hz interference from the electrocardiogram', *Med Biol Eng Comput*, **26**, pp. 431-434.
25. Christov II, Dotsinsky IA, Daskalov IK (1992): 'High-pass filtering of ECG signals using QRS elimination', *Med Biol Eng Comput*, **30**, 253-256.

26. Christov II, Daskalov IK (1999): 'Filtering of electromyogram artifacts from the electrocardiogram', *Med Eng Phys*, **21**, 731-736.
27. Christov II (2000): 'Dynamic powerline interference subtraction from biosignals', *J Med Eng. Techn*, **24**, No 2, pp. 169-172.
28. Christov II (2004): 'Real time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold', *BioMed Eng OnLine*, 3:28, doi:10.1186/1475-925X-3-28.
29. Christov I (2007): 'Assessment of the performance of the adaptive thresholding algorithm for QRS detection with the use of AHA database', *Bioautomation*, **6**, pp. 27-37.
30. Clifford GD, Azuaje F, McSharry PE, Eds (2006): 'Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis', *Artech House Publishing*, Boston/London, ISBN-10: 1-58053-966-1, 384 pages.
31. Das S, Chakraborty M (2011): 'QRS Detection Algorithm Using Savitzky-Golay Filter', *Proc. of Int. Joint Colloquium on Emerging Technologies in Computer Electrical and Mechanical*, DOI: 02.CEM.2011.01.550, 56-59.
32. Darrington J (2006): 'Towards real time QRS detection: A fast method using minimal pre-processing', *Biomedical Signal Processing and Control*, **1**, pp. 169–176.
33. Daskalov I, Christov I, Dotsinsky I (1997): 'Low frequency distortions of the electrocardiogram', *Med Eng Phys* **19**, pp. 387-393.
34. Daskalov IK, Dotsinsky IA, Christov II (1998): 'Developments in ECG Acquisition, Preprocessing, Parameter Measurement and Recording', *IEEE Eng in Med Biol*, **17**, No 2, pp. 50-58.
35. Denchev SV, Iana I Simova II, Mikhail G Matveev MG (2007): 'Evaluation of the SCHILLER BR-102 plus non-invasive ambulatory blood pressure monitor according to the International Protocol introduced by the Working Group on blood pressure monitoring of the European Society of Hypertension', *Blood Press Monit*, **12** (5), pp. 329-333.
36. Dinh HAN, Kumar DK, Pah ND, Burton P (2001): 'Wavelets for QRS detection', in *Proc. of 23rd IEEE EMBS Int. Conference*, pp. 1883– 1887.
37. Dotsinsky IA, Daskalov IK (1996): 'Accuracy of the 50 Hz Interference Subtraction from the Electrocardiogram', *Med Biol Eng Comput*, **34**, pp. 489-494.
38. Dotsinsky I, Christov II (1998): 'Mains interference subtraction from ECG on case of accompanying tremor', *7-th Conference with International Participation "ELECTRONICS - ET'98"*, Sozopol, pp. 16-20.
39. Dotsinsky IA, Stoyanov TV (2004): 'Ventricular beat detection in single channel electrocardiogram', *BioMed Eng OnLine*, 3:3, <http://www.biomedical-engineering-online.com/content/3/1/3>.
40. Dotsinsky I, Stoyanov T (2004): 'Optimisation of bi-directional digital filtering for drift suppression in electrocardiogram signals', *J Medical Eng Technol*, **28**, No 4, pp. 178-180.

41. Dotsinsky I, Stoyanov T (2005): 'Power-line interference cancellation in ECG signals', *Biomed Instr Technol*, **39**, pp. 155-162.
42. Dotsinsky I (2006): 'Discrimination between normal and ectopic beats', *15-th International Scientific and Applied Science Conference "ELECTRONICS - ET'2006"*, Sozopol, book **3**, pp. 81-85.
43. Dotsinsky I, Stoyanov T (2008): 'Power-line Interference Removal from ECG in Case of Power-line Frequency Variations', *Bioautomation*, **10**, pp. 88-96.
44. Engin M (2004): 'ECG beat classification using neuro-fuzzy network', *Pat. Rec. Letters*. **25**, pp. 1715- 1722.
45. Fernandez J, Harris M, Meyer C (2005): 'Combining algorithms in automatic detection of R-peaks in ECG signals', in: *Proceedings of the 18th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems*, pp. 297-302.
46. Friesen GM, Thomas CJ, Jadallah MA, Yates SL, Quint SR, Nagle HT (1990): 'A comparison of noise sensitivity of 9 QRS detection algorithms', *IEEE Trans Biomed Eng*, **37**(1), pp. 85–98.
47. Foo JY, Lim CS (2006): 'Pulse transit time as an indirect marker for variations in cardiovascular related reactivity', *Technol Health Care*, **14** (2), pp. 97-108.
48. Geddes LA (1997): 'Historical evolution of circuit models for the electrode-electrolyte interface', *Ann Biomed Eng*, **25**(1), pp. 1-14.
49. Gesche H, Grosskurth D, Kuehler G, Patzak A (2011): 'Continuous blood measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method', *Eur J Appl Physiol*, **112** (1), pp. 309-315. doi: 10.1007/s00421-011-1983
50. Gu-Young Jeong, Kee-Ho You, Nam-Gyun Kim (2005): 'Continuous blood pressure monitoring using pulse wave transit time', [http://2005.iccas.org/submission/paper/upload/ICCAS2005\\_jgy.pdf](http://2005.iccas.org/submission/paper/upload/ICCAS2005_jgy.pdf)
51. Haiying Zhou, Kun-Mean Hou, Decheng Zou (2009): 'Real-Time Automatic ECG Diagnosis Method Dedicated to Pervasive Cardiac Care', *Wireless Sensor Network*, **1**, pp. 276-283, doi:10.4236/wsn.2009.14034, <http://www.scirp.org/journal/wsn>
52. Hamilton PS (1996): 'A comparison of Adaptive and Nonadaptive Filters for Reduction of Power Line Interference in the ECG', *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, **43**, No 1, pp. 105-109.
53. Harikumar R, Shivappriya SN (2011): 'Analysis of QRS Detection Algorithm for Cardiac Abnormalities – A Review', *International Journal of Soft Computing and Engineering*, **1**(5), ISSN: 2231-2307.
54. Huhta JC, Webster JG (1973): '60 Hz interference in electrocardiography', *IEEE Trans Biomed Eng*, Mar, **20**, pp. 91-100.
55. Iliev I (1996): 'Improvements of the non-invasive long-term blood pressure recording', *J Clinical Engineering*, **21** (5), pp. 392-397.

56. Iliev I, Krasteva V, Tabakov S (2007): 'Real-time detection of pathological cardiac events in the electrocardiogram', *Physiological Measurement*, **28**, pp. 259-276.
57. Iliev I, Tabakov S, Krasteva V (2008): 'Combined High-pass and Power-line Interference Rejecter Filter for ECG Signal Processing', *17-th International Scientific and Applied Science Conference "Electronics ET'2008"*, book **1**, pp. 49-54.
58. Kadambe S, Murray R, Boudreaux-Bartels GF (1999): 'Wavelet transform-based QRS complex detector', *IEEE Trans Biomed Eng*, **46**, pp. 838-848.
59. Köhler B-U, Hennig C, Orglmeister R (2002): 'The principles of software QRS detection', *IEEE Trans Eng Med Biol Mag*, **21**(1), pp. 42-57.
60. Köhler B-U, Hennig C, Orglmeister R (2003): 'QRS Detection Using Zero Crossing Counts', *Progress in Biomedical Research*, **8** (3), pp. 138-145.
61. Krasteva V, Jekova I (2007): 'A QRS Template Matching for Recognition of Ventricular Ectopic Beats', *Annals of Biomedical Engineering*, **35** (12), pp. 2065-2076, DOI: 10.1007/s10439-007-9368-9.
62. Levkov C, Michov G, Ivanov R, Daskalov I (1984): 'Subtraction of 50 Hz interference from the electrocardiogram', *Med Biol Eng Comput*, **22**, pp. 371-373.
63. Levkov ChL (1988): 'Amplification of biosignals by body potential driving', *Med Biol Eng Comput*, **26**, pp. 389-396.
64. Levkov C, Mihov G (1996): 'Rejection-subtraction filter of mains interference from the ECG', *Proceedings of the 13-th Biennial International Conference BIOSIGNAL '96*, Brno, pp. 183-185.
65. Levkov C, Mihov G, Ivanov R, Daskalov I, Christov I, Dotsinsky I (2005): 'Removal of power-line interference from the ECG: a review of the subtraction procedure', *BioMed Eng OnLine*, **4**:50.
66. Lynn PA (1977): 'Online digital filters for biological signals: some fast designs for a small computer', *Med Biol Eng Comput*, **15**, 534-540.
67. Ma WK, Zhang YT, Yang FS (1999): 'A fast recursive-least-squares adaptive notch filter and its applications to biomedical signals', *Med Biol Eng Comput*, **37**, pp. 99-103.
68. Marquette Electronics Inc 12SL (1982): 'Marquette MAC II ECG Analysis Program. Diagnostic Criteria', 30 November 1982, 000-9342-005.
69. McAdams ET Jossinet J (2000): 'Nonlinear transient response of electrode-electrolyte interface', *Med Bio. Eng Comput*, **38**, pp. 427-432.
70. McCombie BD (2008): 'Development of wearable blood pressure monitor using adaptive calibration of peripheral transit time measurements', *Ph.D. thesis*, Massachusetts Institute of Technology.
71. Mehta SS, Lingayat NS (2007): 'Comparative study of QRS detection in single lead and 12-lead ECG based on entropy and combined entropy criteria using support vector machine', *J Theoretical and Applied Information Technology*, pp. 8-18

72. Metting van Rijn, Peper A, Grimbergen CA (1990): 'High-quality recording of bioelectrical events, Part 1 Interference reduction, theory and practice', *Med Biol Eng Comput*, September, **28**, pp. 389-397.
73. Mitchell GF, Parise H, Benjamin EJ, Larson MG, Keyes MJ, Vita JA, Vasani RS, Levy D (2004): 'Changes in arterial stiffness and wave reflection with advancing age in healthy men and women: the Framingham Heart Study', *Hypertension*, **43** (6), pp. 1239-1245.
74. Metting van Rijn, Peper A, Grimbergen CA (1991): 'The isolation mode rejection ratio in Bioelectric amplifiers', *IEEE Trans Biomed Eng*, **38**, No 11, pp. 1154-1157.
75. Mihov G. (1996): 'Elimination of mains interference from the ECG in non-synchronized sampling: a theoretical approach', *Proceedings of the 13-th Biennial International Conference BIOSIGNAL '96*, Brno, pp. 189-191.
76. Nenova B, Iliev I (2010): 'An automated algorithm for fast pulse wave detection', *Bioautomation*, **14** (3), pp. 203-216.
77. O'Brien E, Pickering T, Asmar R, Myers M, Parati G, Staessen J, Mengden T, Imai Y, Waeber B, Palatini P, Gerin W on behalf of the Working Group on Blood Pressure Monitoring of the European Society of Hypertension (2002): 'International Protocol for validation of blood pressure measuring devices in adults', *Blood Press Monit*; **7** (1), pp. 3-17.
78. Pant S, Wadhvani AK (2011): 'A real time QRS detection system used error back propagation neural network', *Int J Electrical, Electronics and Computer Engineering*, **1**(1), pp. 48-54.
79. Paoletti M, Marchesi C (2006): 'Discovering dangerous patterns in long-term ambulatory ECG recordings using a fast QRS detection algorithm and explorative data analysis', *Comp Methods and Progs in Biomed*, **82**, pp. 20-30.
80. Park EK, Lee SM, Han YH, Lee JY, Known SY, Kim IY, Kim SI (2004): 'A study on estimation of systolic blood pressure using PTT', *J Biomed Eng Res*, **25** (6), pp. 605-609.
81. Payne RA, Symeonides CN, Webb DJ, Maxwell SRJ (2006): 'Pulse transit time measured from the ECG: an unreliable marker of beat-to-beat blood pressure', *J Appl Physiol*, **100** (1), pp. 136-141, <http://jap.physiology.org/content/100/1/136.full.pdf+html>
82. Poli R, Cagnoni S, Valli G (1995): 'Genetic design of optimum linear and nonlinear QRS detectors', *IEEE Trans Biomed Eng*, **42**, pp. 1137-1141.
83. Portet F, Hernández AI, Carrault G (2005): 'Evaluation of real-time QRS detection algorithms in variable contexts', *Med Biol Eng Comput*, **43**(3), pp. 381-387.
84. Proença J, Muehlsteff J, Aubert X, Carvalho P (2010): 'Is pulse transit time a good indicator of blood pressure changes during short physical exercise in a young population?', *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, pp. 598-601. doi: 10.1109/IEMBS.2010.5626627.
85. Ragheb T, Geddes LA (1990): 'Electrical properties of metallic electrodes', *Med Biol Eng Comput*, **28**, pp. 182-186.

86. Ruha A, Sallinen S, Nissilä S (1997): 'A Real-Time Microprocessor QRS Detector System with a 1-ms Timing Accuracy for the Measurement of Ambulatory HRV', *IEEE Trans on Biomed Eng*, **44**(3), pp. 159-167.
87. Sasikala P, Wahidabanu RSD (2010): 'Robust R Peak and QRS detection in Electrocardiogram using Wavelet Transform', *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*, **1**(6), pp. 48-53.
88. Saurabh Pal, Madhuchhanda Mitra (2012): 'Empirical mode decomposition based ECG enhancement and QRS detection', *Computers in Biology and Medicine*, **42**, pp. 83–92.
89. SavitzkyA, Golay M (1964). Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures, *Anal Chem*, **36**, 1627-1639.
90. Saxena SC, Kumar V, Hamde ST (2002): 'Feature extraction from ECG signals using wavelet transform for disease diagnostics', *Int. Journal of System Science*, **33**, pp. 1073-1085.
91. Schiffrin EL (2004): 'Vascular stiffening and arterial compliance. Implications for systolic blood pressure', *Am J Hypertens*, **17**, pp. 39S-48S.
92. Soo-Chang P, Chien-Cheng T (1995): 'Elimination of AC Interference in Electrocardiogram Using IIR Notch Filter with Transient Suppression', *IEEE Trans Biomed Eng*, **42**, No 11, pp. 1128-1132.
93. Soo-Young Ye, Gi-Ryon Kim, Dong-Keun Jung, Seong-wan Baik, Gye-rok Jeon (2010): 'Estimation of Systolic and Diastolic Pressure using the Pulse Transit Time', *World Academy of Science, Eng and Technol*, **43**, pp. 726-731.
94. Sumathi S, Sanavullah MY (2009): 'Comparative Study of QRS Complex Detection in ECG Based on Discrete Wavelet Transform', *International Journal of Recent Trends in Engineering*, **2**(5), pp. 273-277.
95. Sun Y, Chan KL, Krishnan SM (2005): 'Characteristic wave detection in ECG signal using morphological transform', *BMC Cardiovascular Disorders*, **5**(28), doi:10.1186/1471-2261-5-28, <http://www.biomedcentral.com/1471-2261/5/28>.
96. Szi-Wen Chen, Hsiao-Chen Chen, Hsiao-Lung Chan (2006): 'A real-time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising', *Computer methods and programs in biomedicine*, **82**, pp. 187–195.
97. Tabakov S, Iliev I, Krasteva V (2008): 'Online Digital Filter and QRS Detector Applicable in Low Resource ECG Monitoring Systems', *Annals of Biomedical Engineering*, **36**(11), pp. 1805-1815.
98. Thakor NV, Webster JG (1980): 'Ground free ECG recording with two electrodes', *IEEE Trans Biomed Eng*, Dec, **27**, No 12, pp. 699-704.
99. Thakor NV, Zhu Y (1991): 'Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection', *IEEE Trans Biomed Eng*, Aug, **38**, pp. 785-793.



100. Trahanias PE (1993): 'An approach to QRS complex detection using mathematical morphology', *IEEE Trans Biomed Eng*, **40**(2), pp. 201–205.
101. Towe BC (1981): 'Comments on "Ground-Free ECG Recording with Two Electrodes"', *IEEE Trans Biomed Eng*, **28**, No 12, pp. 838-839.
102. Wagner GS (1994): 'Marriott's Practical Electrocardiography, *Williams & Wilkins*, Baltimore, Maryland, Ninth Edition, ISBN 0-683-08604-9, 434 pages.
103. Xue Q, Hu YH, Tompkins WJ (1992): 'Neural-network-based adaptive matched filtering for QRS detection', *IEEE Trans Biomed Eng*, **39**, pp. 317-329.
104. Yamashima A, Tomiyama H, Arai T, Koji Y, Yambe M, Motobe H, Glunizia Z, Yamamoto Y, Hori S (2003): 'Nomogram of the relation of brachial-ankle pulse wave velocity with blood pressure', *Hypertens Res*, **26**, pp. 801–806.
105. Yan XG (1993): 'Dynamic Levkov-Christov subtraction of mains interference', *Med Biol Eng Comput*, **31**, pp. 635-638.
106. Yoshiro Sugo, Takeshi Sohma, Hiromitsu Kasuya, Rie Tanaka (1997): 'Blood pressure monitoring apparatus', *US Patent No 5876348*.
107. Yonce DJ (2000): 'Input impedance balancing for ECG sensing', *US patent*, No 6208888.
108. Yoo SK, Kim NH, Song JS, Lee TH, Kim KM (1997): 'Simple self tuned notch filter in a bio-potential amplifier', *Med Biol Eng Comput*, **35**, pp. 151-154.
109. Yun-Chi Yeh, Wen-June Wang (2008): 'QRS complexes detection for ECG signal: The Difference Operation Method', *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, **91**(3), pp. 245-254.
110. Ziarani AK, Konrad A (2002): 'A Nonlinear Adaptive Method of Elimination of Power Line Interference in ECG Signals', *IEEE Trans Biomed Eng*, June, **49**, No 6, pp. 540-547.

## **LONG TERM MONITORING ON CRUCIAL INDICES OF THE CARDIO-VASCULAR SYSTEM IN EXTREME CIRCUMSTANCES**

The PhD is devoted to the long term monitoring of crucial cardio-vascular indices in extreme circumstances. Among them, the ECG rhythm analysis and the arterial blood pressure are the most informative ones.

The review shows that the ECG signals acquisition is corrupted by several disturbances, which may compromise the reliable QRS detection. The traditional methods for measuring the blood pressure can not be applied in extreme conditions, e.g. during fly of jetfighters. The pilot is subjected to dynamic overload in large range of  $-1$  g through  $10$  g, high vibration level and strong noise. The Pulse Transit Time (PTT) method for continuous blood pressure calculation is known as contradictory including because of the uncertain pulse wave investigation due to the large modulation of its wave shape.

The PhD thesis deals with several carried out studies as well as obtained results and contributions.

Fast going algorithm is elaborated for detection of ventricular contractions in long term recordings with considerable motion disturbances. The algorithm effectiveness is tested by the internationally recognized AHA and MIT-BIH arrhythmia databases.

Another fast going algorithm is developed for discriminating the ventricular contractions in two groups: normal (sinus) and ectopic beats. The high accuracy of the algorithm is proved by using the same databases.

The obtained sensitivity and specificity of both algorithms are comparable to and somewhere higher than other published results. The combined application of them leads to very fast and reliable learning of 24 hours ECG Holter recordings within 30–40 s through 7–8 min depending on the accompanying distortion level.

Principles of the closed hydraulic system are applied for determining two individual coefficients of the monitored person by single conventional blood pressure measurements at rest and after short physical exercise. A new coefficient is introduced for evaluation of both the systolic and the diastolic blood pressures in extreme conditions using permanent measurement of the pulse propagation delay towards the QRS complex detection.

Modules applying the developed approaches are implemented in projects for terrestrial and space investigations. The software for detection and discrimination of ventricular contractions in ECG Holter recordings is implemented in the programs of ER-02 and ER-02M. The continuous blood pressure monitoring is used during assessment of operators in extreme circumstances as a part of the scientific complex BeON-1 and for post traumatic stress treatment based on the EMDR method (eye movement desensitization and reprocessing) within the complex RMS-BFB7.