Математически анализ на линейните и нелинейните свойства на електрокардиологични данни

М. Господинов, Е. Господинова

Mathematical Analysis of the Linear and Non-linear Properties of Electrocardiological Data

M. Gospodinov, E. Gospodinova

Key Words: *HRV; ECG; linear analysis; non-linear analysis; Poincaré plot.*

Abstract. *The article is devoted to the mathematical analysis of the linear and nonlinear properties of heart rate variability (HRV) determined by digital electrocardiological data. The advantage of the mathematical methods used is their ability to detect minor cardiovascular abnormalities and a way to evaluate the overall functional capabilities of the body. The quantitative dimensions of the studied parameters when using linear mathematical methods of analysis have significant clinical application because the boundaries of norm-pathology are known. The application of non-linear mathematical methods in data analysis provides additional information on the physiological status of patients. The article presents the results of the linear analysis of the studied data in the frequency domain and the results of the nonlinear analysis by applying the Poincare graphical method, which allows the doctors to see the whole electrocardiological record at a glance and quickly detect cardiovascular disorders if there are some. The analysis of HRV by applying linear and nonlinear methods provides ample opportunity for clinical and research applications.*

1. Увод

Заболяванията на сърдечносъдовата система са едни от водещите причини за смърт в световен мащаб. По данни на Световната здравна организация сърдечносъдовите заболявания отнемат живота на 17.7 милиона души всяка година, които са 31% от всички смъртни случаи в световен мащаб [16]. Последните научноизследователски данни показват, че сърдечносъдовите заболявания могат да бъдат намалени чрез скринингови изследвания за ранното им откриване с цел намаляване на усложненията и подобряване на качеството на живот. Един от широко прилаганите методи за изследване на биоелектричната активност на сърцето е електрокардиограмата (ЕКГ) [1]. Важен диагностичен параметър, който може да се определи от ЕКГ, е вариабилността на сърдечната честота (ВСЧ), отчитащ разликата между последователните удари на сърцето (RR времеви интервали). ВСЧ е свързана с необходимостта от адаптиране на организма към променящите се условия на външната и вътрешната среда и отразява работата на целия организъм, а не само на сърдечносъдовата система. Промяната на ВСЧ може да бъде индикатор за редица болестни състояния, като ниските нива на ВСЧ показват влошено здравословно състояние, което не се свързва само със сърдечносъдови заболявания, но и с други заболявания като вътрешни, нервни, психически и други [4,10,11,13]. Стресът също оказва негативно влияние върху този параметър, както и емоционалното състояние, като положителните емоции повишават ВСЧ, а отрицателните я намаляват [4].

ВСЧ носи голям обем от информация, от която днес се използва само малка част. Независимо от това широкото разпространение на ВСЧ като неинвазивен диагностичен метод за анализ на функционирането на сърдечносъдовата система е фундаментално важно направление в съвременатa кардиология. Предимството на този метод е способността му да открива незначителни отклонения в сърдечносъдовата дейност, така че използването му е особено ефективно за оценка на общите функционални възможности на организма, както и ранните болестни отклонения (още преди да са се появили симптомите), които при отсъствие на необходимите превантивни мерки могат да се превърнат в сериозни заболявания. Предвид важността на този метод през 1996 г. Европейското кардиологично и Северноамериканското електрофизиологично дружество дават препоръки за клиничното използване на метода ВСЧ [15]. В резултат на въведения нов стандарт анализът на вариабилността на сърдечния ритъм се превърна в бързо развиващо се направление в кардиологията, в което най-пълно се реализират възможностите за използване на математическите методи за анализ при диагностицирането на редица заболявания. Предимството на това ново направление е възможността за откриване на най-финитe вариации в сърдечната дейност, така че математическите методи за анализ на ВСЧ са особено полезни за оценка на общите функционални възможности на организма в нормални и в началото на аномалии, които при липса на необходимите превантивни процедури могат постепенно да се развият в по-сериозно заболяване.

Целта на тази статия е да се представят методи за математически анализ в процеса на изследване на линейните и нелинейните свойства на ВСЧ. Анализите се базират на използване на цифрови електрокардиологични данни,

като се фокусира върху анализа на флуктуациите на сърдечната честота (RR интервали) и диагностичните възможности, които тези флуктуации предлагат.

2. Методика на изследваните данни

Математическите методи за анализ на ВСЧ биват два основни класа: линейни и нелинейни [1,2,4,9]. Количествените измерения на изследваните параметри при използването на линейните математически методи за анализ имат значимо клинично приложение, защото са известни границите норма – патология съгласно въведения стандарт [15]. Тези методи за анализ често не са достатъчни, за да характеризират сложната динамика на сърдечния ритъм, тъй като кардиосигналите са нестационарни, имащи както периодични, така и непериодични съставки. В последно време все по-голямо разпространение получават нелинейните методи за анализ на ВСЧ (метод на Поанкаре [8], уейвлет методи [7], методи за фрактален и мултифрактален анализ [2,4] и други), защото те дават допълнителна информация за физиологичното състояние на пациента, както и създават възможност за генериране на нови знания относно диагностицирането, прогнозирането и превенцията на патологичните състояния при сърдечносъдовите заболявания.

За провеждане на изследванията са използвани кардиологичните данни от публични информационни източници, създадени от медицински центрове. Продължителността на използваните ЕКГ записи са 30-минутни. Разработен е експериментален софтуер, който извършва:

1. Предпроцесорна обработка на снетите ЕКГ сигнали, която включва:
   – детекция на QRS комплексите [5];
   – определяне на R върховете на QRS комплексите и RR интервалите между тях;
   – премахване на артефектите, както и премахване на RR интервали, които са с 25% по-къси и с 25% по-дълги от медианата на предишните пет RR интервала, както и RR интервали, които са по-къси от 333 ms и по-дълги от 2 s в съответствие със стандарта [15].
2. Анализ на ВСЧ чрез прилагането на следните математически методи: линейни (анализ в честотната област) и нелинейни (метод на Поанкаре).

За да се покаже възможността за диагностициране с разработения експериментален софтуер на базата на използваните математически методи са изследвани следните две групи сигнали:

– RR сигнали на 15 пациенти с аритмия;
– RR сигнали на 15 здрави контроли.

На *фиг. 1* са показани RR интервалите на здрав индивид и на пациент с аритмия. Вариабилността на RR интервалите при здравия индивид са в границите между 1.1-1.7 секунди, докато на пациента с аритмия е между 0.95-1.05 секунди, следователно ВСЧ на здравия индивид е по-висока в сравнение с тази на пациента с аритмия. В медицинската практика високата ВСЧ се счита за индикатор на добро здраве.

Резултатите от анализите в статията са представени като средна аритметична стойност ± стандартно отклонение (mean±SD). Разликите между стойностите на параметрите на изследваните групи (Група 1 – здрави контроли, и Група 2 – пациенти с аритмия) са тествани чрез ANOVA и се приемат за достоверни и значими, ако нивото на значимост е $p<0.05$.

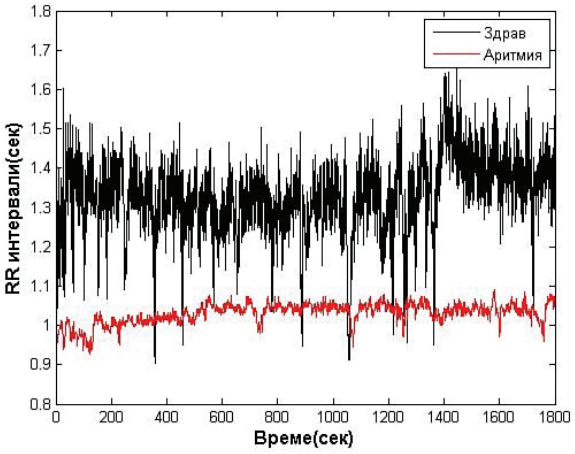
3. Линеен анализ на вариабилността на сърдечната честота в честотната област

Анализът в честотната област предоставя информация за разпределението на енергията на сигнала във функция от честотата. Параметрите на честотния домейн се основават на спектрален анализ, който дава разпределението на всяка от многото честоти, които присъстват в RR интервалите [1,2,4,9]. Изследванията показват, че в честотната област съществуват три дискретни компоненти [1,4,9]:

- Много ниска честота (Very Low Frequency –VLF).
- Ниска честота (Low Frequency – LF).
- Висока честота (High Frequency – HF).

Всяка спектрална компонента е свързана с определени физиологични причини [6]. Много изследователи свързват измерванията в честотната област с различни заболявания [2,4].

Методите за изчисление на спектралната плътност (PSD – Power Spectral Density) са обединени в два класа: непараметрични и параметрични.



Фиг. 1. RR интервали на здрав субект и на пациент с аритмия

3.1. Бърза трансформация на Фурие

Типичен представител на непараметричните методи е бързата трансформация на Фурие (FFT – Fast Fourier Transform). При този метод спектърът се изчислява, като се използва Welch периодограмата. RR данните се разделят на покриващи се сегменти, като препокриването е фиксирано на 50%. При анализирането на непериодични сигнали, каквито са RR интервалите, се появява грешка размиване на спектъра. Размиването се изразява в подвеждаща

информация по отношение на спектралните амплитуди и честоти при анализ на данните в честотната област. За да се намали ефектът от размиването, се прилагат прозоречни функции. В случая е използвана прозоречната функция на Henning. FFT спектърът се изчислява за всеки прозоречен сегмент, като накрая спектърът на сегмента се усреднява.

Предимствата на FFT метода са следните:

- Простота на използвания алгоритъм.
- Висока скорост на процесорната обработка на сигнала.

3.2. Авторегресивен метод

Авторегресивният метод (AR – AutoRegressive) е представител на параметричните методи. AR методът се основава на предположението, че всяка стойност на изследвания сигнал зависи от претеглената сума на предишните стойности на сигнала плюс шума. AR моделът от ред p се дефинира със следното уравнение [2]:

$$(1) \quad X_t = \sum_{i=1}^{p} a_i X_{t-i} + \varepsilon_t ,$$

където: ε е шум; a – AR параметрите.

При анализ на цифрови ЕКГ данни стойността на параметъра p е в границите (16-20) [2].

Предимствата на параметричния AR метод са:

- Гладки спектрални компоненти, които могат да бъдат разграничени от предварително избрани честотни ленти.
- Лесна процесорна обработка на спектъра чрез автоматично изчисляване на компонентите на сигнала при ниски и високи честоти.
- Лесна идентификация на основната честота на всеки компонент.

Спектралните компоненти на ECG сигналите се изчисляват по различен начин за къси и дълги записи. Късите записи са с дължина от 2 до 5 минути. Три са основните спектрални компоненти, които се отчитат при тях: много ниска честота (VLF), ниска честота (LF) и висока честота (HF). Тези компоненти обикновено се снемат в абсолютни стойности на енергията на сигнала (ms2), но могат да се измерват и в нормализирани стойности (n.u.), които представят относителната стойност на всеки енергетичен компонент към общата сума минус стойността на компонентата VLF. Когато записите са дълги (24-часови холтерни записи), те включват освен горните три компоненти и много нисък честотен компонент (Ultra-Low Frequency – ULF). VLF компонентите на ВСЧ съответстват на симпатиковата и парасимпатиковата нервна система, докато HF компонентите съответстват само на парасимпатиковата активност [1,2]. Следователно с отношението LF/HF на сигнала ВСЧ може да се оцени нивото на симпатиковата активност на сърцето, т.е. с нарастването на това отношение нараства симпатиковата активност и обратно, с намаляване на отношението намалява симпатиковата активност [1].

В *табл. 1* са показани резултатите от анализа на ВСЧ в честотната област на изследваните две групи хора: здрави контроли (Група 1) и пациенти с аритмия (Група 2). Енергията на сигнала при много ниски честоти (VLF), ниски (LF) и високи (HF) честоти, измерена в ms2, е в границите на нормалното и е в пъти по-голяма от тези на пациентите с аритмия. Според препоръките на стандарта [2] отношението LF/HF трябва да е в границите (1.5 2) при здрави индивиди. В резултат на направения спектрален анализ това отношение е извън допустимия диапазон при пациентите с аритмия и е в границите на нормалното при здрави индивиди.

Табл. 1. Анализ на ВСЧ в честотната област на здрави индивиди и на пациенти с аритмия

Честотен обхват	**Енергия (ms²) mean±std**			**Енергия (n.u.) mean±std**			**LF/HF отношение mean±std**		
FFT спектър	**Група 1 (n=15)**	**Група 2 (n=15)**	**p-стойност**	**Група 1 (n=15)**	**Група 2 (n=15)**	**p-стойност**	**Група 1 (n=15)**	**Група 2 (n=15)**	**p-стойност**
VLF	1527±321	702±123	0.0001	-	-	-	1.99±0.1	0.191±0.2	0.0001
LF	1195±191	101±36	0.0001	66.1±8	1.52±1.0	0.0001			
HF	598±179	531±145	0.008	35.4±7	2.41±1.5	0.0001			
Total	3319±781	1360±201	0.0001	-	-	-			
AR спектър	**Група 1 (n=15)**	**Група 2 (n=15)**	**p-стойност**	**Група 1 (n=15)**	**Група 2 (n=15)**	**p-стойност**	**Група 1 (n=15)**	**Група 2 (n=15)**	**p-стойност**
VLF	693.3±531	189±121	0.001	-	-	-	2.05±0.1	0.33±0.1	0.0001
LF	400.1±120	30.5±16.7	0.0003	69.2±12	0.201±0.19	0.0001			
HF	198.9±109	92.7±19.3	0.0001	34.4±8	0.799±0.23	0.0001			
Total	1471.3±1100	323.3±102	0.0004	-	-	-			

4. Нелинеен анализ на вариабилността на сърдечната честота чрез метода на Поанкаре

Нелинейните явления са едни от причините за ВСЧ, които се дължат на сложните взаимодействия на редица фактори като здравословното състояние на сърдечно-съдовата система, нивото на психологическия стрес, преумората, качеството на съня и почивката, както и влиянието на централната и автономната нервна система. Анализът на ВСЧ, базиран на нелинейните математически методи, може да предостави важна информация за физиологичното състояние на пациентите, както и за оценка на риска от внезапна смърт [15].

В статията са представени резултати от нелинейния анализ на ВСЧ на ЕКГ сигналите чрез използване на метода на Поанкаре.

4.1. Същност на метода

Методът на Поанкаре е относително нова техника за анализиране на нелинейната динамика на ВСЧ. Той е геометричен модел, при който всеки RR интервал се представя като функция на предходния интервал и се нанася в координатната система [8,12,14]. Всяка двойка RR интервали (предишен и следващ) е с координати (x,y), където x е стойността на RR_n интервала, а y е стойността на RR_{n+1}. При формирането на графиката се получава сегмент от точки, чийто център е разположен на линията на идентичност. Линията на идентичност представлява графика на функцията x=y (RR_n=RR_{n+1}). Ако точката е разположена над линията на индентичност, това показва колко е по-дълъг сърдечният цикъл от предишния, т.е x<y (RR_n<RR_{n+1}). Съответно ако точката е разположена под линията на идентичност, това свидетелства, че интервалът RR_{n+1} е по-къс от RR_n интервала (RR_n>RR_{n+1}). Следователно формата на сегмента от точки (RR_n; RR_{n+1}) на графиката на Поанкаре отразява изменението на продължителността на RR интервалите, т.е дисперсията.

Ако върху графиката, построена чрез метода на Поанкаре (*фиг. 2*), се постави елипса с надлъжна и напречна ос, могат да се изведат следните параметри:

- Дължина на елипсата (SD2 [ms] параметър) –съответства на дългосрочната вариабилност на RR интервалите и отразява общата ВСЧ.
- Ширина на елипсата (SD1[ms] параметър) –представя разсейването на точките по правата перпендикулярна на линията на идентичност и е свързана с бързите вариации между отделните сърдечни удари. Отношението SD1/SD2 отразява връзката между краткосрочната и дългосрочната ВСЧ.
- Лицето на елипсата се определя с формулата S=(SD1*SD2*pi)/4.

Параметрите, характеризиращи метода на Поанкаре, се определят със следните уравнения [8]:

(2) $x=\{x_1, x_2, ..., x_n\} = \{RR_1, RR_2, ..., RR_n\}$;

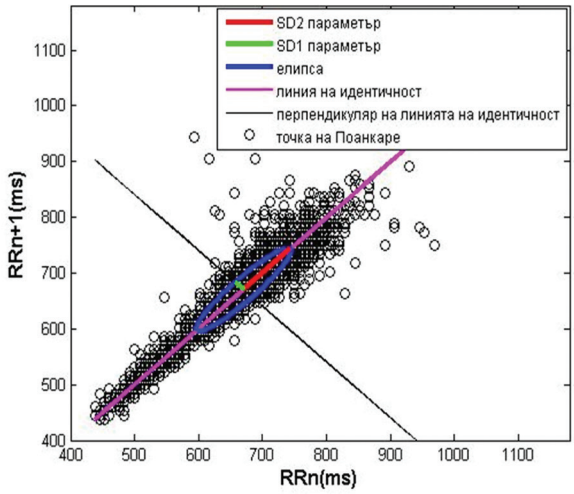
(3) $y=\{y_1, y_2, ..., y_n\} = \{RR_2, RR_3, ..., RR_{n+1}\}$;

(4) $SD_1 = \sqrt{var(d_1)}$;

$SD_2 = \sqrt{var(d_2)}$,

където i = 1, 2, ..., n и n са броят на точките в графиката; var(d) е дисперсията на d;

$$d_1 = \frac{x - y}{\sqrt{2}}; \quad d_2 = \frac{x + y}{\sqrt{2}}.$$



Фиг. 2. Графика на RR интервалите, построена чрез метода на Поанкаре

4.2. Характеристики на метода

Основните характеристики, които се използват за визуалния анализ на ВСЧ чрез метода на Поанкаре, са формата, размерът на главния сегмент от точки и симетрията на точките спрямо линията на идентичност.

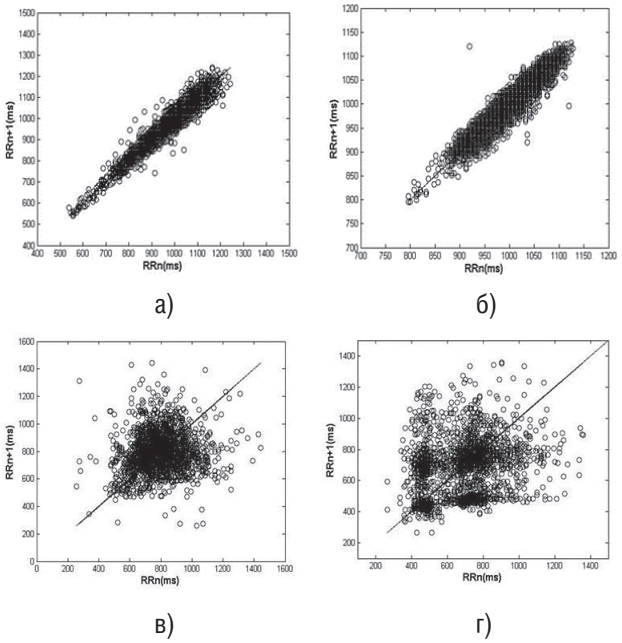
Формата на сегмента от точки е категоризирана за различните функционални състояния на човека [4,6]:

- Графиката на здравия субект има един главен сегмент от точки, до който могат да са равномерно разпръснати още точки. Главният сегмент има формата на комета с тясна долна част и постепенно разширяваща се към върха (*фиг. 3а*).
- Графиката на болния субект има формата на торпедо (*фиг. 3б*), ветрило (*фиг. 3в*) или сложна форма (състояща се от няколко сегмента) в зависимост от вида на заболяването (*фиг. 3г*).

Графиката, построена чрез метода на Поанкаре, може да бъде анализирана количествено чрез поставяне на елипса на графичната форма. Размерът на сегмента от точки се характеризира с параметрите дължина и ширина на елипсата.

Дължината на елипсата отразява участието на недихателните компоненти при формирането на общата ВСЧ и се определя от параметъра SD2 [6]. Ширината на елипсата отчита дългосрочните вариации и демонстрира приноса на дихателните аритмии към общата ВСЧ и се определя от параметъра SD1 [6].

Симетрията на точките в сегмента, определена спрямо линията на идентичност, е следващият фактор, който трябва да се има предвид при визуалния анализ на получената графика. Симетрията показва равновесното състояние на ВСЧ и липсата на ритъмни смущения, а асиметрията обратното – за наличието на такива.



Фиг. 3. Визуални шаблони на метода на Поанкаре в зависимост от формата на сегмента от точки

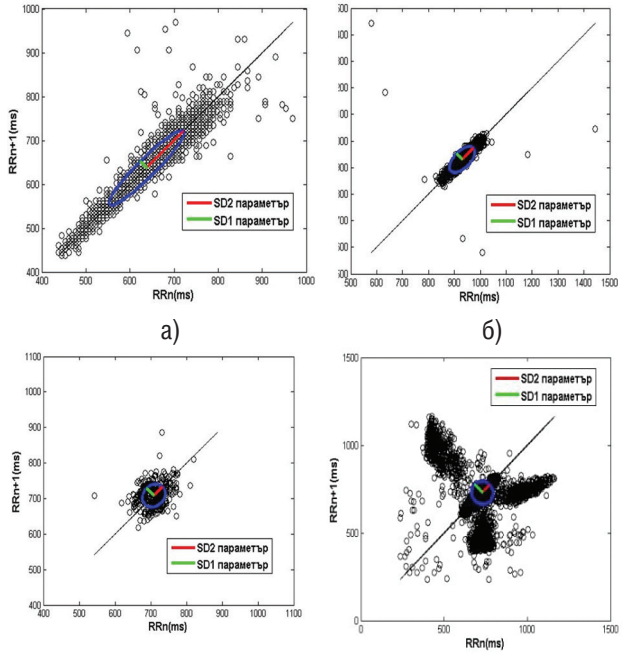
Размерът на сегмента от точки и симетрията на точките в графиката са категоризирани за различните функционални състояния на човека [6]:

- Графиката на здрав субект е с ясно изразена елипса (*фиг. 4а*).
- Ако графиката има вид на компресиран сегмент от точки, тясната „сгъстена“ елипса означава ниска ВСЧ и е индикатор за болестно състояние (*фиг. 4б*).
- Ако дължината и ширината на елипсата са приблизително равни и тя се доближава до кръг, в този случай ВСЧ е ниска, което е индикатор за болестно състояние (*фиг. 4в*).
- Ако точките в графиката са симетрични спрямо линията на идентичност, в този случай липсват ритъмни смущения (*фиг. 4а*, *фиг. 4б* и *фиг. 4в*).
- Ако точките в графиката са асиметрични спрямо линията на идентичност, в този случай пациентът е с ритъмни смущения (*фиг. 4г*).

4.3. Експериментални резултати

На базата на стойностите на RR интервалите на изследваните 30-минутни ЕКГ записи на *фиг. 5* и *фиг. 6* са показани графиките, построени чрез метода на Поанкаре за здрав индивид и пациент с аритмия. Графиката на здравия индивид (*фиг. 5*) има формата на комета с изострена долна част и постепенно разширяваща се към върха. Графиката на пациент с аритмия (*фиг. 6*) има формата на ветрило (сложна форма). За всяка диаграма се построява елипса с надлъжна и напречна ос. При здравите пациенти формата на елипсата е ясно изразена, докато при пациенти със заболявания дължината и ширината на елипсата са приблизително равни и елипсата се доближава до кръг.

Количествените характеристики на метода на Поанкаре се променят значително при пациенти със сърдечносъдови заболявания в сравнение със здравите субекти. В *табл. 2* са показани стойностите на параметрите SD1 и SD2, отношението между тях и лицата на елипсите на изследваните групи. Стойността на SD1 намалява при пациентите с аритмия (Група 2) в сравнение със здравите контроли (Група 1). Това понижение се явява статистически достоверно ($p<0.05$). Стойността на SD2 намалява почти двойно при болните пациенти в сравнение със здравите контроли, като това намаляване е статистически достоверно ($p<0.0001$). По-ниските стойности на параметрите SD1 и SD2 при болните пациенти води до намаляване на ВСЧ. Отношението SD2/SD1 е най-малко при здравите контроли и също има статистическа значимост ($p<0.005$). Намаляването на параметрите SD1 и SD2 води до намаляване на лицата на елипсите при болните пациенти.

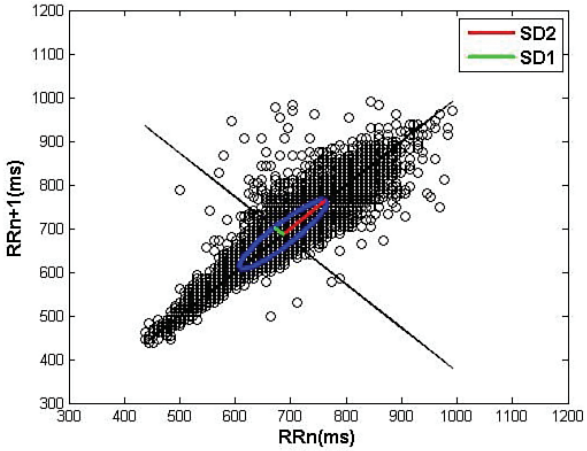


Фиг. 4. Визуални шаблони на метода на Поанкаре в зависимост от размера на сегмента от точки и симетричността на точките

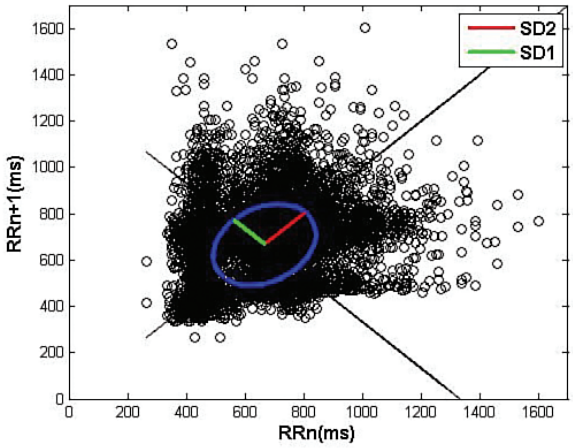
Табл. 2. Сравнение между здрави контроли и пациенти с аритмия

Параметър	Група 1 n=15 mean±sd	Група 2 n=15 mean±sd	P-стойност
SD1 (ms)	61.2±10.1	43.5±12.7	0.01
SD2 (ms)	258.1±26.2	103.3±20.1	0.0001
SD1/SD2	0.26±0.07	0.69±0.02	0.002
S (ms_2)	12 052±62	32 4321±29	**0.0001**

Визуалният анализ на ВСЧ, базиран на нелинейния метод на Поанкаре, предоставя важна информация за физиологичното състояние на пациентите. Методът дава възможност на лекарите да видят целия ЕКГ запис с един поглед и бързо да открият сърдечносъдовите нарушения, ако има такива. Анализът на ВСЧ чрез метода на Поанкаре отваря широки възможности за клинични и изследователски приложения.



Фиг. 5. Анализ на RR интервали чрез метод на Поанкаре на здрав индивид



Фиг. 6. Анализ на RR интервали чрез метод на Поанкаре на пациент с аритмия

Заключение

Важен диагностичен параметър, който може да се определи от електрокардиографските сигнали, е ВСЧ, който може да се използва при диагностиката не само на сърдечносъдови заболявания, но и на вътрешни, нервни, психически и други заболявания. Количествените измервания на изследваните параметри при използването на линейните математически методи за анализ имат значимо клинично приложение, защото са известни границите норма – патология съгласно въведения стандарт през 1996 г. от Европейското кардиологично и Северноамериканското електрофизиологично дружество. Анализът на ВСЧ с използването на нелинейните методи могат да дадат допълнителна подробна информация за физиологичното състояние на пациента, както и да създадат възможност за прогнозирането и превенцията на патологичните състояния при сърдечносъдовите заболявания.

Благодарности

Научното изследване е проведено като част (Дейност 2.1.) от проекта „Изследване на приложението на нови математически методи за анализ на кардиологични данни“, № КП-06-Н22/5 от 07.12.2018 г., финансиран от Фонд „Научни изследвания“.

Литература

1. Марчев, С. Вариабилност на сърдечната честота –стандарти за измерване. – *Сърдечносъдови заболявания*, 1998, бр. 1, 28-35.

2. Acharya, U. R., J. S. Suri, J. A. E. Spaan, S. M. Krishnan. Advances in Cardiac Signal Processing. Springer, 2007.

3. Buccelletti, F., M. G. Bocci, E. Gilardi, V. Fiore, S. Calcinaro, C. Fragnoly, R. Maviglia and V. Franceschi. Linear and Nonlinear HRV Indexes in Clinical Practice. Computational and Mathematical Methods in Medicine, 2012.

4. Ernst, G. Heart Rate Variability. London, Springer-Verlag, 2014.

5. Georgieva-Tsaneva, G. QRS Detection Algorithm for Long Term Holter Records. Proc of 14th International Conference on Computer Systems and Technologies-CompSysTech'13, 28-29 June 2013, Ruse, Bulgaria, 9-16, ISSN 1314-9687.

6. Georgieva-Tsaneva, G. Application of Mathematical Methods for Analysis of Digital ECG Data. – *Information Technologies and Control,* Year XIV, 2017, No. 2, 35-43, SAI, ISSN:1312-2622, DOI:10.1515/itc-2017-0005.

7. Georgieva-Tsaneva, G. Application of Wavelet Theory for Analysis of Digital ECG Data. International Conference Automatics and Informatics, 2016, 99-102, ISSN 1313-1869.

8. Khandoker, A. H., C. Karmakar, M. Brennan, A. Voss, M. Palaniswami. Poincare Plot Methods for Heart Rate Variability Analysis. Springer New York Heidelberg Dordrecht London, 2013.

9. Kumar, D. M., S. C. Prasannakumar, B. G. Sudarshan, D. Jayadevappa. Heart Rate Variability Analysis: A Review. – *International Journal of Advanced Technology in Engineering and Science*, June 2013, No. 6, 9-24.

10. Soni, R. K., J. Shukla, A. Dube, A. K. Shukla, R. Soni, S. K. Soni. A Comparative Study of Heat Rate Variability in Obese and Healthy Young Adults (18–25 Years). – Research Journal of Pharmaceutical, Biological and Chemical Sciences, May-June 2014.

11. Tayel, M. B., E. I. AlSaba. Poincaré Plot for Heart Rate Variability. – *International Journal of Biomedical and Biological Engineering*, 9, 2015, No. 9, 708-711.

12. Mirza, M., A. N. K. Lakshmi. A Comparative Study of Heart Rate Variability in Diabetic Subjects and Normal Subjects. – *International Journal of Biomedical and Advance Research,* 03, 2012, 08, 640-644.

13. Pfeifer, M. A., D. Cook, J. Brodsky, D. Tice, A. Reenan, S. Swedine. Quantitative Evaluation of Cardiac Parasympathetic Activity in Normal and Diabetic Man. – *Diabetes*, 3, 1982, 339-345.

14. Smith, R. L., E. R. Wathen, P. C. Abaci, N. H. V. Bergen, I. H. Law,

M. D. Dick II, C. Connor, E. L. Dove. Analyzing Heart Rate Variability in Infants Using Non-Linear Poincare Techniques. – *Computer in Cardiology,* 2009, 36, 673-876.

15. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical use. – *Circulation*, 1996, 93, 1043-1065.

16. Todorov, T., G. Bogdanova, N. Noev, N. Sabev. Data Management in a Holter Monitoring System. – TEM Journal, 8, 2019, No. 3, 801-805, ISSN 2217-8309, eISSN: 2217-8333 DOI: 10.18421/TEM83-15.

17. http://www.who.int/cardiovascular_diseases/en/.

За контакти:
Доц. д-р **Митко Господинов**
Институт по роботика – БАН
Филиал Велико Търново
e-mail: mitgo@abv.bg

info.com
infobg.info
bginfo.com
infobg.com
bgspravka.info
bgspravka.com

БЯХТЕ ЛИ В
НОВИЯ ИНФОРМАЦИОНЕН САЙТ
НА БЪЛГАРИЯ?

софсправка®
национална информационна система

www.sofspravka.com

АБОНИРАЙТЕ СЕ!