

## ГРАФИЧНИ МЕТОДИ ЗА АВТОМАТИЧЕН АНАЛИЗ НА НЕЛИНЕЙНИТЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ НА ЕКГ СИГНАЛИ

### GRAPHIC METHODS FOR AUTOMATIC ANALYSIS OF NONLINEAR CHARACTERISTICS OF ECG SIGNALS

**Evgeniya Gospodinova, Penio Lebamovski**

*Institute of Robotics, Bulgarian Academy of Sciences*

[jenigospodinova@abv.bg](mailto:jenigospodinova@abv.bg), [p.lebamovski@abv.bg](mailto:p.lebamovski@abv.bg)

#### **Abstract**

*Automatic analysis of ECG signals makes it possible to assess the health status of patients, reducing the likelihood of human error and ensuring optimal and accurate results. The presentation of heart rate in the form of a dynamic series of RR intervals (intervals between successive heartbeats) and the application of graphical methods (Poincaré plot, Detrended Fluctuation Analysis and Multifractal Detrended Fluctuation Analysis) for analysis are an objective and non-invasive way to obtain information about the functional state of the organism. The present study presents the results of graphical analysis of RR interval series based on ECG signals of healthy and unhealthy subjects. The analysis is performed with the help of developed software for determining the nonlinear characteristics of the studied signals and the formation of graphical assessment of the health status of patients.*

**Keywords:** ECG signal, RR intervals, Poincaré plot, Detrended Fluctuation Analysis (DFA), Multifractal Detrended Fluctuation Analysis (MFDFA), monofractal, multifractal.

#### **ВЪВЕДЕНИЕ**

Един от най-често срещаните инструменти за диагностициране на сърдечно-съдовата система (ССС) е електрокардиограмата (ЕКГ), която се получава чрез електрокардиографски или холтерни устройства [13]. С помощта на ЕКГ е възможно да се направи както оценка за работата на ССС, така и на целия организъм [8]. Автоматичният ЕКГ анализ е сложна техническа задача, поради физиологичния произход на сигнала, който е детерминиран, нестационарен и променлив. Този вид анализ осигурява оптимален и сравнително точен резултат, като намалява значително вероятността от грешки, причинени от човешкия фактор.

Методите, използвани за анализ на ЕКГ сигналите и в частност на вариабилността на сърдечната честота (ВСЧ) са обособени в следните две групи: линейни и нелинейни методи [4, 5, 11]. Към линейните методи се отнасят: анализ времевата област и анализ в честотната област. Тези два метода са стандартизирани и могат да се използват в клиничната практика. Наличието на специфични интервали в колебанията на интервалите между сърдечните удари (RR интервали) определя необходимостта от използване както на линейни методи, така и на нелинейни методи при анализа и оценката на ВСЧ. Геометричните методи, като: Poincaré plot, Detrended Fluctuation Analysis и Multifractal Detrended Fluctuation Analysis спадат към групата на нелинейните методи. Редица автори смятат, че информацията, съдържаща се във ВСЧ не може да бъде напълно оценена, като се използват само линейните методи за анализ. В публикация [2], според автора нелинейните методи могат да подпомогнат за по-доброто разбиране динамиката

на сърдечната честота, като се има в предвид, че те са неравномерни и до известна степен са и хаотични. Според редица автори [2, 3, 6, 9, 12] нелинейните методи за анализ на RR времевите интервали са по-ефективни от линейните и предоставят много полезна информация за динамиката на сърдечната честота. С прилагането на геометричните методи за анализ на RR времевите серии, които са част от нелинейните методи, се очаква да се получи допълнителна, прогностична информация, която да допълва информацията, получена от прилагането на традиционните методи за анализ (във времевата и честотната области). Редица автори, определят графичните, нелинейни методи за потенциално обещаващи инструменти за анализ и оценка на динамиката на сърдечната честота, но в момента те се използват в ограничена степен, тъй като не са стандартизирани и се намират в процес на изследване. Според препоръките на Североамериканското и Европейското кардиологични дружества, изследването на приложимостта на нелинейните методи за анализ на кардиологични данни, е един от важните приоритетни области на изследване, което обстоятелство потвърждава актуалността на темата на настоящата статия.

**Целта на настоящата статия** е да се представят резултатите от автоматичния анализ на ЕКГ сигнали на две групи хора: здрави и със сърдечно-съдови заболявания (аритмия), чрез прилагането на следните графични нелинейни методи: Poincaré plot, Detrended Fluctuation Analysis and Multifractal Detrended Fluctuation Analysis.

## ГРАФИЧНИ МЕТОДИ ЗА АНАЛИЗ НА ЕКГ ДАННИ

### Poincaré plot

Poincaré plot (скатерограма) [4, 12] е геометричен и нелинеен метод, който може да се използва за визуална оценка на динамиката на RR интервалите. Същността на метода се състои в графичното показване на последователни двойки кардиоинтервали (предишни и следващи) в двумерна координатна равнина. При конструирането на скатерограмата се образува съвкупност от точки, чиито център е разположен на линията на идентичност. Стойността на отклонението вляво на точката от линията на идентичност показва колко текущият интервал е по-къс от предходния, точката вдясно от линията на идентичност показва колко текущият интервал е по-дълъг от предходния. Основните характеристики, които се използват за визуалния анализ на ВСЧ чрез метода Poincaré plot са: *формата на сегмента от точки*. Когато изследваните данни, принадлежат на здрав субект, то графиката има форма на комета, а в случай на пациент със сърдечно-съдово заболяване (аритмия) - графиката има вид на ветрило. Графиката, построена чрез метода Poincaré plot може да бъде анализирана количествено чрез построяване на *елипса върху сегмента от точки*, която се характеризира с дължина и ширина на елипсата. Ширината на елипсата отчита дългосрочните вариации на времевите серии и се определя от параметъра SD1. Дължината на елипсата отчита краткосрочните вариации на времевите серии и се определя от параметъра SD2. *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. Този графичен метод за анализ на ЕКГ сигнали дава възможност на лекарите да видят целия ЕКГ запис с един поглед и бързо да открият сърдечно-съдовите нарушения, ако има такива. Анализът на ВСЧ чрез метода Poincaré plot отваря широки възможности за клинични и изследователски приложения.

### Detrended Fluctuation Analysis (DFA)

Известно е, че RR интервалите са нелинейни и нестационарни времеви редове, като голяма част от информацията е закодирана в динамиката на техните колебания. Тези колебания имат вътрешна структура с фрактални (самоподобни) свойства, които могат да се наблюдават при различни интервали от време. Следователно, колебанията могат да бъдат измерени чрез фрактални и мултифрактални показатели.

DFA се използва за откриване на дългосрочни и краткосрочни корелации в нестационарни времеви редове и изчислява корелацията в неприпокриващи се сегменти на сигнала. Във всеки сегмент се формира регресионна линия чрез прилагане на метода на най-малките квадрати и след това се определя наклона на регресионната крива. Мащабиращият коефициент  $\alpha$ , ако има стойност 0.5, това е показател за случаен и некорелиран сигнал, наподобяващ бял шум, докато ако стойността на  $\alpha$  е между 0.5 и 1, това е доказателство за положителни корелации и самоподобност (фракталност) в сигнала. Обратно, ако сигналът има стойност на  $\alpha$ , която е между 0 и 0.5, това е показател за отрицателни корелации в сигнала. С помощта на DFA метода може да се определи коефициента на флукуациите на сигнала, който има връзка с експонентата на Хърст. Когато стойността на параметъра  $\alpha \leq 1$ , то получената стойност на  $\alpha$  съвпада със стойността на експонентата на Хърст. Алгоритъмът на DFA е подробно описан в публикации [4, 6, 7, 10].

### Multifractal Detrended Fluctuation Analysis (MFDFA)

MFDFA методът се прилага за анализ на сложността и неравномерността на базата на мащабиращото поведение на изследвания времеви ред. С приложението на този метод при анализ на ЕКГ сигнали (RR time series) се цели да се извлекат фракталните характеристики на сигналите, които отразяват промените в адаптивността на физиологичните процеси и да класифицират патологичните състояния за постигане на успешна диагноза.

Детайлно описание на този метод е представено в публикации [2, 4, 9]. В настоящата статия за изследване на фракталните и мултифрактални свойства на ЕКГ сигналите са използвани следните 2 характеристики на MFDFA метода:

1. Връзката между обобщения показател на Хърст  $H(q)$  и скейлинг експонентата  $\tau(q)$  е следната:

$$\tau(q) = qH(q) - 1 \quad (1)$$

Обобщеният показател на Хърст  $H(q)$  не зависи от параметъра  $q$  и е константна величина при монофракталите, а при мултифракталите, този параметър се променя с промяна на  $q$ .

2. Мултифракталният спектър  $f(\alpha)$  се определя със следния израз:

$$f(\alpha) = q\alpha - \tau\alpha \quad (2)$$

Мултифракталният спектър при монофракталите се характеризират с по-тесен спектър в сравнение с мултифракталните редове.

## РЕЗУЛТАТИ

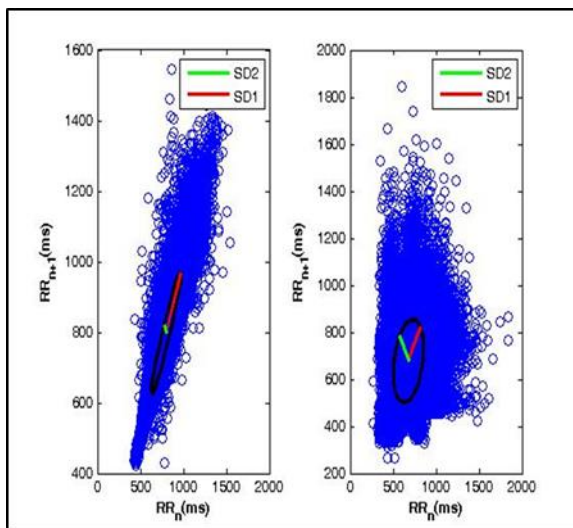
Резултатите, показани в статията са получени чрез разработен софтуер на Matlab.

RR интервалните серии, използвани в това изследване са регистрирани чрез холтерно устройство: *Dynamic ECG Systems TLC9803* на здрав субект и на пациент със сърдечно-съдово заболяване (аритмия).

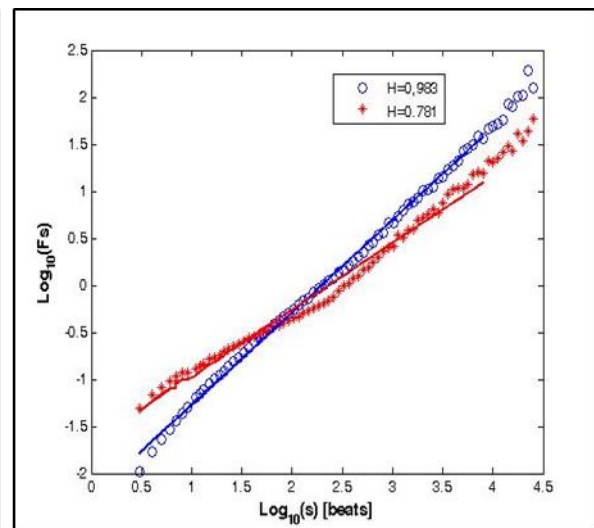
Променливостта в интервалите между сърдечните удари е показател за динамичното взаимодействие и баланса между симпатиковия и парасимпатиковия клон на автономната нервна система. Симпатиковият клон намалява интервалите между сърдечните удари, докато парасимпатиковият клон ги увеличава.

На фиг. 1 са показани графичните резултати, получени чрез Poincaré plot за здрав субект (графиката вляво) и на пациент с аритмия (графиката вдясно). Графиката на здравия индивид има вид на комета с изострена долна част и разширяваща се в горната част. Графиката на пациента с аритмия има вид на ветрило. Елипсата, построена върху сегмента от точки при здравия субект е ясно изразена, докато при пациента с аритмия се доближава до кръг. Краткосрочната вариабилност, представена чрез параметъра SD1 намалява, докато дългосрочната вариабилност (SD2) се увеличава при пациента със сърдечно-съдово заболяване. В резултат на това, съотношението SD2/SD1 се увеличава, което предполага симпатикова доминация при пациента със заболяване и показва промяна на симпатовагалия баланс от парасимпатиковия към симпатиковия превес.

На фиг. 2 са показани графичните резултати от анализа на ЕКГ данни, чрез прилагане на DFA метода. Стойността на експонентата на Хърст при здрав индивид е по-висока от тази на пациента с аритмия. При загубата на нелинейност на изследвания сигнал, поради заболяване (аритмия) стойността на експонентата на Хърст намалява. Следователно, може да се заключи, че загубата на нелинейност на изследвания сигнал вследствие на болест (аритмия) може да се определи количествено чрез експонентата на Хърст.



Фиг. 1. Poincaré plot за анализ на ЕКГ данни

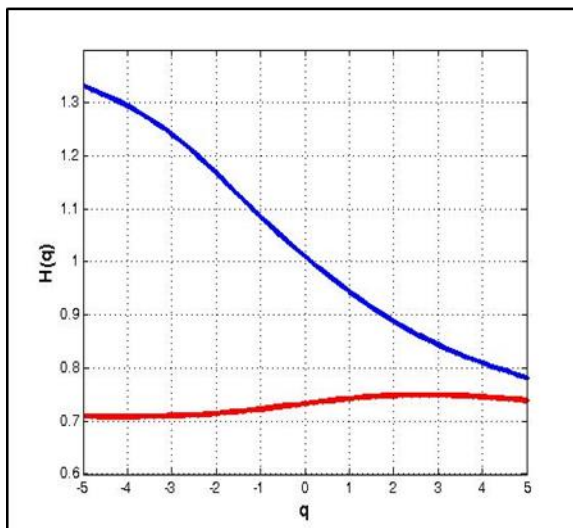


Фиг. 2. DFA за анализ на ЕКГ данни

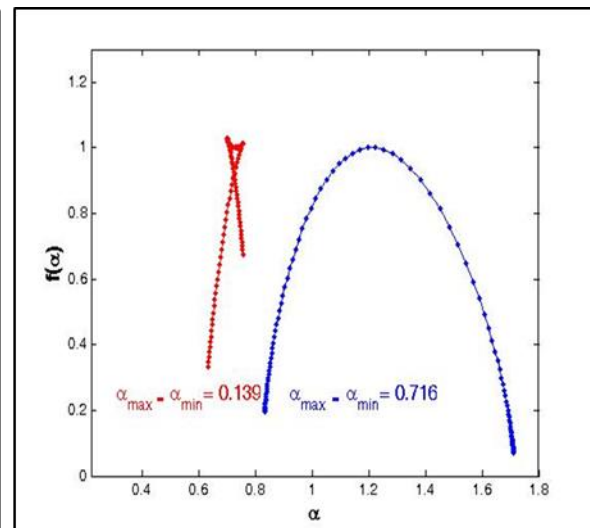
На фигура 3 са показани графиките на обобщената стойност на експонентата на Хърст  $H(q)$  в зависимост от стойността на параметъра  $q$  за RR интервалните серии на здрав индивид и за пациент с аритмия. Спектърът от стойности на експонентата на Хърст

варира от 1.33 до 0.78 при различни стойности на параметъра  $q$  за здрав индивид. Следователно, RR интервалите на здрав индивид имат мултифрактално поведение. В случай на пациент с аритмия, стойността на параметъра на Хърст е почти константна величина при различни стойности на параметъра  $q$ , следователно изследваният сигнал има монофрактално поведение.

Мултифракталният спектър показва разпределението на мащабните експоненти за изследвания сигнал. Той е мярка за регулярността на сигнала, вариращ във времето. Монофракталният сигнал показва еднаква закономерност навсякъде във времето и е с тесен мултифрактален спектър. Обратно, мултифракталният сигнал има вариации в регулярността на сигнала във времето и има широк мултифрактален спектър. Фигура 4 илюстрира мултифракталния спектър на RR интервалните серии за здрав и болен индивиди. От показаните мултифрактални спектри на изследваните сигнали, RR интервалите на здравия субект е с мултифрактален спектър, като  $\Delta\alpha = \alpha_{\max} - \alpha_{\min} = 0.716$ , докато при пациентът с аритмия  $\Delta\alpha = \alpha_{\max} - \alpha_{\min} = 0.139$ . Сигналят на здравия субект демонстрира широк диапазон от мащабни коефициенти показващ, че той е мултифрактален. Сигналят на пациента с аритмия показва тесен диапазон от мащабни коефициенти и неговият мултифрактален спектър е 5 пъти по-малък от този на здравия субект. Графиката на пациента с аритмия е пример за монофрактален процес.



Фиг. 3. MFDFA за анализ на обобщения показател на Хърст



Фиг. 4. MFDFA за анализ на мултифракталния спектър

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Традиционният анализ на ВСЧ с използването на времеви и честотен домейн често не е достатъчен, за да се характеризира сложната динамика, присъща на времевите RR редове на сърдечния ритъм. В настоящото изследване е показано ефективността от прилагането на графични, нелинейни методи за анализ на ВСЧ, като допълнителна мярка, която може да разшири и подобри информацията, получена от RR интервалните серии при диагностицирането и прогнозирането на сърдечно-съдовите заболявания.

Резултатите, докладвани в това проучване могат да бъдат полезни при сравнение на здрави индивиди с такива, които имат сърдечно заболяване (аритмия), чрез прилагане на графични, нелинейни методи за анализ на ВСЧ.

## БЛАГОДАРНОСТИ

Научното изследване е проведено като част 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] Acharya, U.R., Suri, J.S., Spaan, J.A.E., Krishnan, S.M., (2007). *Advances in Cardiac Signal Processing*, Springer: Berlin.
- [2] Acharya, U.R., Joseph, K.P., Kannathal, N., Lim, M., Suri, J.S., (2006). Heart rate variability: a review. *Med Bio Eng Comput*, vol. 44, pp.1031-1051.
- [3] Biswas, A., Zeleke, T.B. and Si, B.C. (2012). Multifractal detrended fluctuation analysis in examining scaling properties of the spatial patterns of soil water storage. *Nonlinear Processes in Geophysics*, 19, 227-238.
- [4] Ernst, G. (2014). *Heart Rate Variability*. Springer-Verlag: London.
- [5] Georgieva-Tsaneva, G. (2019). Frequency Analysis of Cardiac Data Obtained through Holter Monitoring in Real Living Conditions. *CBU International Conference Proceedings*, 7, 2019, DOI:10.12955/cbup.v7.1498, 870-874  
<https://ojs.journals.cz/index.php/CBUIC/article/view/1498>
- [6] Georgieva-Tsaneva, G. (2019). Investigation of Heart Rate Variability by Statistical Methods and Detrended Fluctuation Analysis. *CBU International Conference Proceedings*, 7, 2019, DOI:10.12955/cbup.v7.1446, 729-734  
<https://ojs.journals.cz/index.php/CBUIC/article/view/1446>
- [7] Golińska, A.K. (2012). Detrended Fluctuation Analysis (DFA) in Biomedical Signal Processing: Selected Examples. *Studies in Logic, Grammar and Rhetoric*, 29(42), 107-115.
- [8] Gospodinov M., Cheshmedzhiev K. (2019). Three-Sensor Portable Information System for Physiological Data Registration. In *Proceedings of CompSysTech '19 Proceedings of the 20th International Conference on Computer Systems and Technologies*, ACM New York, NY, USA, ISBN:978-1-4503-7149-0, DOI:<https://doi.org/10.1145/3345252.3345281>, 36-41.  
<https://dl.acm.org/doi/10.1145/3345252.3345281>
- [9] Kantelhardt, J.W., Zschiegner, S.A, Koscielny-Bunde, E., Havlin, S., Bunde, A., Stanley, H.E. (2002). Multifractal detrended fluctuation analysis of nonstationary time series. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 316(1-4), 87-114.
- [10] Peng, C.-K., Buldyrev, S.V., Havlin, S., Simons, M., Stanley, H.E. and Goldberger, A.L. (1994). Mosaic Organization of DNA nucleotides. *Physical Review E*, 49(2), 1685-1689.
- [11] Peng, C.-K., Havlin, S., Stanley, H.E., and Goldberger, A.L. (1995). Quantification of Scaling Exponents and Crossover Phenomena in Nonstationary Heartbeat Time Series. *CHAOS* 5(1), 82-87.
- [12] Piskorski, J., Guzik, P. (2007). Geometry of the Poincaré Plot of RR intervals and its asymmetry in healthy adults. *Physiological Measurement*, 28(3), 287-300, <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/005>
- [13] Todorov T., Bogdanova G., Noev N., Sabev N. (2019). Data management in a Holter Monitoring System, *TEM Journal*, 8(3), 801-805.