

СПЕКТРАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ ОБНАРУЖЕНИЯ АРИТМИИ

Огнев А.П.

Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН, Москва, Россия
ognev@ipu.ru

Аннотация. Рассматриваются методы обнаружения фибрилляции и трепетания предсердий на основе спектрального анализа электрокардиограммы (ЭКГ), предложены новые подходы на основе оценки энтропии и сложности сигнала ЭКГ.

Ключевые слова: ЭКГ, фибрилляция предсердий, трепетание предсердий, мерцательная аритмия, синусовый ритм, оценка энтропии, оценка сложности, нарушение сердечного ритма, спектральные методы.

Введение

Сердечно-сосудистые заболевания являются основной причиной смертности во всем мире, среди которых значительную часть занимают различные патологические состояния с нарушением нормального сердечного ритма – аритмии. Среди различных форм нарушения ритма значительную долю занимают трепетание предсердий (ТП) и фибрилляция предсердий (ФП). Такие аритмии могут привести к значительному увеличению риска инсульта [1].

В частности, фибрилляция предсердий является наиболее распространенной аритмией, которой страдают до 2% населения и до 10% лиц старше 60 лет, причем эти показатели имеют тенденции к росту – в России число выявленных аритмий во всех возрастных группах за последние 5 лет возросло в 2 раза, ожидается, что к 2036 году число пациентов возрастет до 3 миллионов человек [2].

Чем быстрее может быть обнаружен факт наличия фибрилляции или трепетания предсердий, тем более высокий процент успешного купирования нарушения ритма в результате применения антиаритмической терапии. Поэтому большое значение имеет разработка надежных и доступных методов своевременного обнаружения нарушения сердечного ритма.

Известны следующие методы диагностики сердечно-сосудистых заболеваний: электрокардиография, фонокардиография, баллистокордиография, фотоплетизмография, магнитокардиография, эхокардиография, осциллография артериального давления, из которых наибольшее распространение получил метод электрокардиографии, как наиболее доступный, надежный и информативный.

Метод электрокардиографии предложен Эйндрховеном в 1903 году [3] и продолжает развиваться, оставаясь самым простым и доступным неинвазивным методом исследования состояния сердца. Методы автоматического анализа данных электрокардиографии (ЭКГ) развиваются с 60-х годов 20-го века, но только с развитием электроники и методов цифровой обработки сигналов стало возможным решение задач обнаружения сигнала аритмии, классификации таких сигналов, а также широкое внедрение во врачебную практику.

В тоже время большинство методов обнаружения аритмии требуют достаточно длительный интервал наблюдения для обеспечения точности результата, так как эти методы основаны на анализе временных рядов последовательности 200 – 300 RR–интервалов кардиограммы.

В данной работе рассматриваются спектральные методы обнаружения нарушений сердечного ритма, в частности использование спектральной энтропии Шеннона [4] сигнала электрокардиограммы.

Кроме этого, для усовершенствования спектрального метода предлагается помимо энтропии ЭКГ сигнала рассматривать его сложность, на основе работ, посвященных новым мерам статистической и спектральной сложности сигнала [5, 6].

1. Электрокардиография как метод исследования

Сигнал ЭКГ характеризуется небольшой амплитудой (до 10 мВ), сравнительно небольшим частотным спектром (от 0.01 до 100 Гц). Вследствие этого методы, основанные на анализе временных рядов RR–интервалов получили широкое распространение, так как на фоне шумов выделить специфические характеристики сигнала с достаточной достоверностью не представлялось возможным. Более того, применяемые методы предварительной обработки сигналов ЭКГ (фильтрация шумов) могут приводить к потере относительно слабого полезного сигнала (в частности пика Р – информации о деполяризации предсердий), что очень важно для достоверной диагностики эпизодов фибрилляции предсердий.

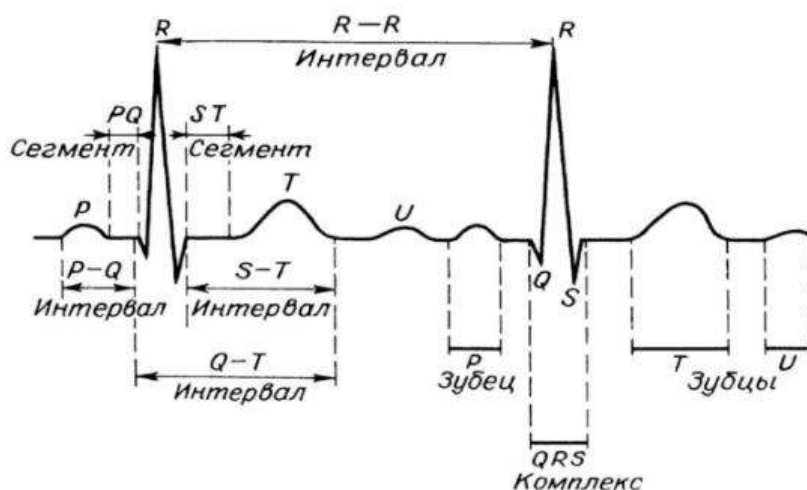


Рис. 1. Форма сигнала ЭКГ в норме (синусовый ритм)

На рисунке 1 представлен сигнал ЭКГ в норме в отведении II по Эйндховену. Предсердный комплекс P отражает процесс деполяризации правого и левого предсердий, зубец Q отражает возбуждение межжелудочковой перегородки (не обязательно с отрицательной амплитудой), зубец R обусловлен деполяризацией желудочков, зубец S отражает возбуждение в базальном слое желудочков, зубец T характеризует процесс реполяризации желудочков.

В норме форма сигнала ЭКГ сохраняется, наблюдается лишь некоторая вариабельность интервала RR, то есть незначительные отклонения мгновенной частоты сердечных сокращений (ЧСС) от среднего значения, которое зависит от текущего состояния организма. При патологии наблюдается значительные изменения формы сигнала ЭКГ (исчезновение одних зубцов и появление других), а интервал RR хаотически изменяется.

С тех пор как Кэннон разработал концепцию гомеостаза в 1929 году, в физиологии утвердился принцип, согласно которому одна из главных функций организма – обеспечение постоянства внутренней среды, что находит отражение в стационарности физиологических процессов. Вегетативная регуляция кровообращения, осуществляемая симпатической и парасимпатической частями нервной системы, важна для поддержания гомеостаза. Нарушение функции вегетативной регуляции может привести к развитию различных патологий.

В результате развития методов диагностики организма человека и методов цифровой обработки сигналов появились возможности получать и обрабатывать временные ряды биомедицинских данных с высоким разрешением стало очевидным, что физиологические процессы изменяются сложным образом, причем даже в условиях здорового организма.

Эти наблюдения привели к пониманию того, что функционирование организма является результатом динамического взаимодействия различных систем управления: центральной нервной системы, вегетативной нервной системы, гуморальной системы. Было установлено, что нормальный синусовый ритм сердца даже в состоянии покоя является крайне нерегулярным.

К настоящему времени известно более 20 видов нарушения сердечного ритма. К опасным относятся: фибрилляция предсердий, трепетание предсердий, к особо опасным: фибрилляция желудочков, трепетания желудочков, подъем интервала ST (возможный признак инфаркта миокарда). Неопасными нарушениями ритма считаются: синусовая аритмия, брадикардия, тахикардия, желудочковая экстрасистолия, наджелудочковая экстрасистолия, различные случаи изменения формы сигнала ЭКГ – удвоения комплекса QRS – бигибения, изменения длительности интервалов P, QT, альтернация пика T, но тем не менее они могут привести к развитию более опасных патологий.

В данной работе рассматривается фибрилляция предсердий (мерцательная аритмия), как наиболее распространенный (более 40% среди всех видов нарушений ритма) и опасный вид аритмий.

Фибрилляция предсердий – нарушение ритма сердца с нерегулярными сокращениями по силе и частоте, вызванное хаотическим характером проведения волны нервного импульса через миокард предсердий. Признаки мерцательной аритмии – отсутствие зубцов P на ЭКГ, также значительная нерегулярность желудочковых сокращений – различия в продолжительности RR-интервалов.

Мерцательная аритмия приводит к опасным нарушениям гемодинамики, турбулентности кровотока в камерах сердца и коронарных артериях, что может привести к тромбоэмболическим осложнениям, включая инсульт, поэтому требует применения срочной антиаритмической терапии. Учитывая

опасность для жизни больного некоторых из осложнений, очень важно своевременно выявить наличие мерцательной аритмии (фибрилляции предсердий) и принять соответствующие меры.

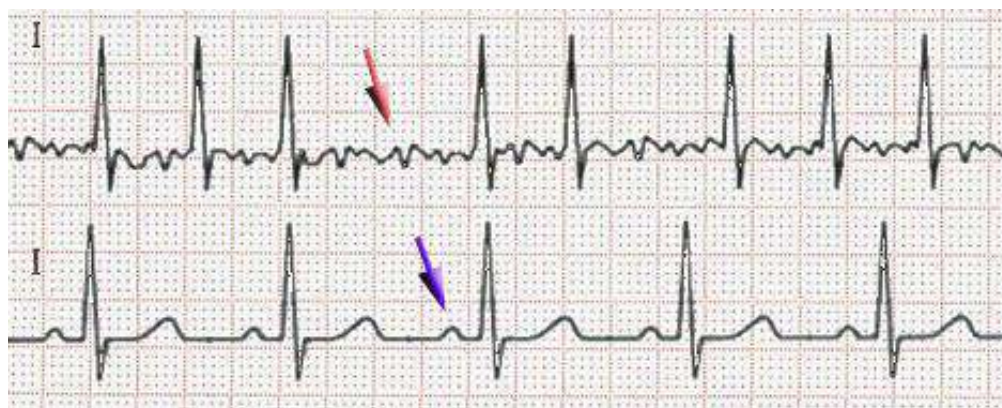


Рис. 2. Сигнал ЭКГ в I-м стандартном отведении, имеющий признаки фибрилляции предсердий (мерцательной аритмии) – отсутствие пиков P, наличие высокочастных волн F (верхний график) и сигнал нормального синусового ритма (нижний график)

2. Методы обнаружения аритмий

Известны следующие методы исследования сигнала ЭКГ с целью обнаружения различных патологий сердечно-сосудистой системы, в том числе аритмий:

- оценка показателей variability сердечного ритма [7-9];
- вейвлет-анализ [10];
- методы машинного обучения [11];
- методы глубокого машинного обучения [12-14];
- методы анализа энтропии и сложности сигнала ЭКГ [15–21];

В настоящей работе рассмотрены спектральные методы, а именно методы анализа спектральной энтропии и сложности.

2.1. Методы оценки variability сердечного ритма

Методы оценки variability сердечного ритма (BCP) развиваются с 60-х годов 20-го века [7], к настоящему времени приняты Рекомендации Российского кардиологического общества по его применению [7–11].

Суть метода заключается в следующем: рассматривается временной ряд последовательности RR-интервалов кардиограммы, как правило во II-м стандартном отведении, длительностью 5 минут, что соответствует примерно 300 – 400 значений, вычисляется отклонения длительности RR-интервала от среднего и ряд величин (около 30), характеризующих этот временной ряд, таких как RMMD, SDNN и других [11].

$$SDNN = \frac{1}{N} \sqrt{\sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2} \quad (1)$$

Установлено, что чем выше variability сердечного ритма SDNN, тем лучше организм адаптирован к изменениям внешней и внутренней среды, и тем лучше текущее состояние сердечно-сосудистой системы. По динамике изменения показателей RMMD, SDNN можно делать выводы о состоянии организма, утомлении и процессах восстановления, перегрузках систем регуляции, которые могут привести к заболеваниям. Поэтому основное применение метод нашел в качестве донологического исследования, т.е. когда организм еще здоров и требуется следить за его состоянием, в частности метод применяется для оценки состояния спортсменов в ходе тренировок, контроля состояния здоровья космонавтов.

В настоящее время в связи с появившимся доступными датчиками сердечного ритма метод стал доступен массовому потребителю, имеются ряд приложений для носимых устройств и метод BCP нашел более широкое применение для оценки эффективности различных оздоровительных мероприятий.

Международными стандартами по анализу ВСР [7] в качестве основных спектральных показателей рекомендованы параметры, представляющие собой суммарные мощности частот в следующих диапазонах: диапазон ULF (менее 0.004 Гц), VLF (от 0.003 до 0.04 Гц), LF (от 0.04 до 0.15 Гц) и HF (от 0.15 до 0.4 Гц, а также ряд показателей, производных от перечисленных параметров.

Для получения спектральных оценок variability сердечного ритма в основном используют методы, основанные на дискретном преобразовании Фурье последовательности RR-интервалов [7].

На основе этих характеристик Р.М. Баевским был предложен эмпирический интегральный показатель активности регуляторных систем (ПАРС), который применяется для оценки адаптационных возможностей организма, значения которого лежат в диапазоне от 1 до 10, который отражает состояние сердечно-сосудистой системы в норме и патологии различной тяжести [8–10]:

- Состояние оптимального напряжения регуляторных систем (ПАРС = 1–2);
- Состояние умеренного напряжения регуляторных систем (ПАРС = 3–4);
- Состояние выраженного напряжения регуляторных систем (ПАРС = 5–6);
- Состояние перенапряжения регуляторных систем (ПАРС = 7–8);
- Состояние истощения (астенизации) регуляторных систем, срыв адаптации (ПАРС = 9–10).

В случае эпизодов аритмии показатель variability сердечного ритма HRV обычно от 7 до 9, SDNN > 100, а доля сверхнизких частот (ULF) в энергетическом спектре больше 50% (в норме от 0 до 10%, практически всегда близко к нулю), но систематических исследований в этой области не проводилось, насколько это известно из литературных источников и в качестве надежного метода обнаружения аритмии ВСР пока не применим.

2.2. Методы оценки энтропии сигнала ЭКГ

Энтропия $H(X)$ единичной дискретной случайной величины X является мерой ее средней неопределенности. Наиболее часто применяется энтропия Шеннона [3]:

$$H = - \sum_{i=0}^n p_i \log_2 p_i \quad (2)$$

где

$$p_i = \frac{x_i^2}{\sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (3)$$

– вероятность того, что сигнал содержит i -ю компоненту дискретного преобразования Фурье, выраженная как доля энергии сигнала этой компоненты (дискреты)

$$X_k = \sum_{n=1}^N x_n e^{-\frac{2i\pi k(n-1)}{N}} \quad (4)$$

Для определения энтропийных характеристик длительности RR-интервала сигнала ЭКГ, таких как аппроксимированная энтропия (ApEn), сэмплированная энтропии (SampEn), многомасштабная энтропия (MsEn), вейвлет-энтропия (WEn), энтропия Риньи (REn) требуются, как правило, длинные временные ряды и большое количество данных для получения полезных результатов.

Аппроксимированная энтропия (ApEn) – мера сложности системы, характеризующая регулярность и предсказуемость временных рядов [21].

Сэмплированная энтропии (SampEn) – некоторая модификация аппроксимированной энтропии, для оценки сложности сигнала в более коротких временных выборках по сравнению с ApEn.

Вейвлет – анализ является обобщением методов дискретного преобразования Фурье, когда в качестве базиса ортогональных функций выступают не гармонические функции, а семейство непрерывных функций с ограниченным носителем, построенных на основе некоторого “материнского” вейвлета путем сдвига и масштабирования [7]:

$$Wf(a, b) = \frac{1}{a} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi_{ab} \left(\frac{t-b}{a} \right) dt \quad (5)$$

В отличие от вышеперечисленных методов, анализируется не последовательность RR-интервалов, а непосредственно сигнал ЭКГ. Вначале применяется оконное дискретное преобразование Фурье, в рассматриваемых интервалах вычисляется энтропия Шеннона, принимая за вероятности отношение энергетических компонент спектра. В работе [16] приводится оценка интервала значений спектральной

энтропии Шеннона, а также ее дисперсии, характерных для эпизодов фибрилляции предсердий ($H > 0.84$, а для эпизодов трепетания предсердий $H < 0.65$), в тоже время нет ясного понимания определения этих пороговых значений.

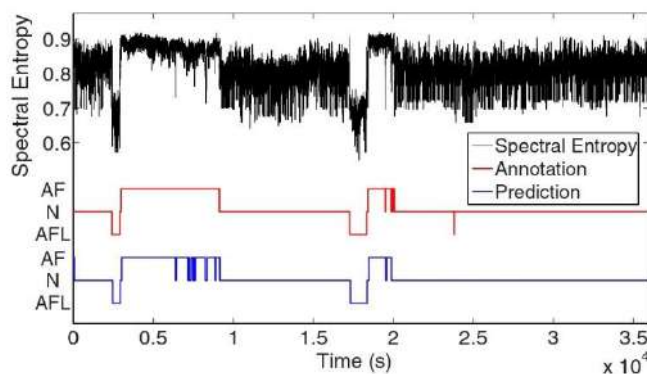


Рис. 3. Спектральная энтропия сигнала ЭКГ, N – нормальный ритм, AF – фибрилляция предсердий, AFL – трепетание предсердий [16]

2.3. Методы оценки спектральной сложности сигнала ЭКГ

В данной работе под сложностью сигнала понимается статистическая сложность, равная произведению энтропии Шеннона на дисбаланс [5]:

$$C_{TV}(p) = -\frac{1}{\log_2 N} \left(\sum_{n=1}^N p_i \log_2 p_i \right) \left(\sum_{n=1}^N \left| p_i - \frac{1}{N} \right| \right)^2 \quad (6)$$

3. Заключение

Для усовершенствования спектрального метода предлагается помимо энтропии ЭКГ сигнала рассматривать его сложность, на основе работ [5, 6]. Методы, описанные в этой статье, могут быть также применены для исследования других периодических биомедицинских сигналов, в частности фонокардиографии, электроэнцефалографии, фотоплетизмографии.

Литература

1. Martin S. et al, 2025 Heart Disease and Stroke Statistics: A Report of US and Global Data From the American Heart Association // Circulation. – 2025. Vol. 151, № 8. – P. 379–423.
2. WHO. Cardiovascular diseases (CVDs) URL: [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds)) (дата обращения: 21.05.2025).
3. Schuijt E, Scherr D., Plank G., Schotten U., Heijman J. Evolution in electrophysiology 100 years after Einthoven: translational and computational innovations in rhythm control of atrial fibrillation // EP Europace. – 2025. – Vol. 27. – № 1. – P. euae304.
4. Shannon C.E. A Mathematical Theory of Communication // Bell Syst. Tech. J. – 1948. – Vol. 27. – P. 379–423.
5. Галяев А.А., Бабиков В.Г., Лысенко П.В., Берлин Л.М. Новая спектральная мера сложности и её возможности по обнаружению сигналов в шуме // Доклады Российской академии наук. Математика, информатика, процессы управления. – 2023. – Т. 505. – С. 46–49.
6. Бабиков В.Г., Галяев А.А. Диаграммы статистической и спектральной сложности // Проблемы передачи информации. – 2024. – Т. 60, № 2. – С. 25–35.
7. Ардашев А.В., Лоскутов А.Ю. Практические аспекты современных методов анализа variability сердечного ритма. – М: Медпрактика-М, 2010. – 175 с.
8. Бокерия Л.А., Борекия О.Л., Волковская О.Л. Variability сердечного ритма: методы измерения, интерпретация, клиническое использование // Анналы аритмологии. – 2009. – № 4. – С. 21–32.
9. Бавевский Р.М. и др. Анализ variability сердечного ритма: Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. – М: Медицина, 1979. – 205 с.
10. 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. – V. 93. – P. 1043–1065.
11. Addison P. Wavelet transforms and the ECG: a review // Physiological Measurement. – 2005. – Vol. 26, № 5. – P. R155–R199.

12. *Zabihi A., Safara F., Ahadzadeh B.* An electrocardiogram signal classification using a hybrid machine learning and deep learning approach // *Healthcare Analytics*. – 2024. – Vol. 6. – P. 100366.
13. *Yildirim Ö., Plawiak P., Tan R., Acharya U.* Arrhythmia detection using deep convolutional neural network with long duration ECG signals // *Computers in biology and medicine*. – 2018. – Vol. 102. – P. 411–420.
14. *Солиман Х., Сали С.* Классификация аритмий с использованием предварительно обученной модели глубокого обучения с бинарными изображениями сегментированной ЭКГ // *Известия высших учебных заведений России. Серия “Радиоэлектроника”*. – 2023. – Т. 26, № 2. – С. 120–127.
15. *Манило Л.А., Зозуля Е.П.* Исследование возможности применения аппроксимированной энтропии для анализа биосигналов // *Известия СПбГТЭУ ЛЭТИ, Серия “Биотехнические системы в медицине и экологии”*. – 2007. – № 1. – С. 3–9.
16. *Staniczenko P., Lee C., Jones N.* Rapidly detecting disorder in rhythmic biological signals: A spectral entropy measure to identify cardiac arrhythmias // *Phys. Rev. E* – 2009. – Vol. 79, № 1. – P. 011915.
17. *Zhao L., Liu C., Wei S., Shen Q., Zhou F., Li J.* A New Entropy-Based Atrial Fibrillation Detection Method for Scanning Wearable ECG Recordings // *Entropy*. – 2018. – Vol. 20, № 12. – P. 904.
18. *Alcaraz R., Rieta J.* A Review on Sample Entropy Applications for the Non-invasive Analysis of Atrial Fibrillation Electrocardiograms // *Biomed. Signal Process. Control*. – 2010. – № 5. – P. 1–14.
19. *Xiong J, Liang X, Zhu T, Zhao L, Li J, Liu C.* A New Physically Meaningful Threshold of Sample Entropy for Detecting Cardiovascular Diseases // *Entropy*. – 2019. – Vol. 21, № 9. – P. 830.
20. *Costa M., Goldberger A., Peng C.* Multiscale entropy analysis of biological signals // *Phys. Rev. E*. – 2005. – Vol. 71, № 2. – P. 021906.
21. *Pincus S.* Approximate entropy (ApEn) as a complexity measure // *Chaos: An Interdisciplinary Journal of Nonlinear Science*. – 1995. – Vol. 5, № 1. – P. 110–117.