



DOI: 10.22363/2312-8143-2024-25-2-111-120

УДК 519.711.3

EDN: HMIHLA

Научная статья / Research article

Алгоритмическое обеспечение спектральной обработки кардиограмм

Д.А. Андриков^{ID}, С.В. Курбанов^{ID}✉

Российский университет дружбы народов, Москва, Россия

✉ ya.sinan@yandex.ru

История статьи

Поступила в редакцию: 18 марта 2024 г.

Доработана: 14 мая 2024 г.

Принята к публикации: 20 мая 2024 г.

Заявление о конфликте интересов

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Вклад авторов

Нераздельное соавторство

Аннотация. Метод регистрации электрокардиограмм, как неинвазивный метод исследования, широко применяется в современной функциональной диагностике. Развиваются спектральные методы диагностики, основанные на преобразовании Фурье и вейвлет-преобразовании. Для целей идентификации нарушений сердечного ритма методом исследования выбран спектральный (частотный) анализ кратковременных записей ЭКГ, вплоть до одного периода сердечных сокращений. Проведено разложение в ряд Фурье на одном периоде кардиосигнала в EDF-формате. Определено, что максимальная точность описания кардиосигнала достигается при числе гармоник, равном половине числа точек дискретизации кардиосигнала в течение периода. Корректность работы разработанного для спектрального анализа скрипта проверялась восстановлением кардиосигнала по его спектру и сравнением с исходным сигналом. Установлена корреляция спектра и формы кардиосигнала. Сделан вывод о применимости метода спектрального анализа для идентификации нарушений сердечного ритма, а также о возможности использования спектра электрических сигналов сердечных сокращений как многомерной функции состояния сердца. Указано направление дальнейшего выявления закономерностей путем статистического анализа с интерпретацией результатов профильными специалистами. Теоретическая и практическая ценность настоящего исследования заключается как в определении направлений применения спектрального анализа кардиосигнала для диагностики и лечения, так и в полученных практических результатах, которые могут быть применены при разработке экспертной системы или конкретного технического устройства.

Ключевые слова: цифровая электрокардиограмма, EDF-формат, спектральный анализ, ряд Фурье

Для цитирования

Андриков Д.А., Курбанов С.В. Алгоритмическое обеспечение спектральной обработки кардиограмм // Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Инженерные исследования. 2024. Т. 25. № 2. С. 111–120. <http://doi.org/10.22363/2312-8143-2024-25-2-111-120>

© Андриков Д.А., Курбанов С.В., 2024



This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode>

Algorithmic Support for Spectral Processing of Cardiograms

Denis A. Andrikov^{ORCID}, Sinan V. Kurbanov^{ORCID}✉

RUDN University, Moscow, Russia

✉ ya.sinan@yandex.ru

Article history

Received: March 18, 2024

Revised: May 14, 2024

Accepted: May 20, 2024

Conflicts of interest

The authors declare that there is no conflict of interest.

Authors' contribution

Undivided co-authorship.

Abstract. The method of recording electrocardiograms as a non-invasive research method is widely used in modern functional diagnostics. Spectral diagnostic methods based on Fourier transform and wavelet transform are being developed. For the purposes of identification of cardiac rhythm disorders, the method of research selected is spectral (frequency) analysis of short-term ECG recordings, up to one period of heartbeats. Fourier series decomposition of the cardiac signal (ECG) in EDF-format for one period was carried out. It is determined that the maximum accuracy of cardiac signal description is achieved at the number of harmonics equal to half of the number of sampling points of the cardiac signal during the period. The correctness of the script developed for spectral analysis was checked by reconstructing the cardiac signal from its spectrum and comparing it with the original signal. The correlation between the spectrum and the shape of the cardiac signal has been established. The conclusion is made about the applicability of the spectral analysis method for the identification of heart rhythm disorders, as well as about the possibility of using the spectrum of electrical signals of heart contractions as a multidimensional function of the heart state. The direction of further identification of regularities by means of statistical analysis with interpretation of results by specialized specialists is indicated. The theoretical and practical value of this study lies both in determining the areas of application of spectral analysis of the cardiac signal for diagnosis and treatment, and in the practical results obtained, which can be used in the development of an expert system or a specific technical device.

Keywords: digital electrocardiogram, EDF-format, spectral analysis, Fourier series

For citation

Andrikov DA, Kurbanov SV. Algorithmic support for spectral processing of cardiograms. *RUDN Journal of Engineering Research*. 2024;25(2):111–120. (In Russ.) <http://doi.org/10.22363/2312-8143-2024-25-2-111-120>

Введение

Компьютерное моделирование сердечно-сосудистой системы человека является актуальной задачей современной науки. Построение максимально полной модели позволило бы интенсифицировать научные исследования, например, за счет возможности проводить виртуальные эксперименты. В настоящее время известно множество подходов к моделированию сердечно-сосудистой системы [1–3], так или иначе основанных на декомпозиции сложной биологической системы сердца. Все

эти модели достаточно сложны и, как правило, не могут представить сердце во всем его многообразии. Поэтому заслуживает внимания модель сердца как «черного ящика», о состоянии которого судят по ограниченному набору доступных для наблюдения параметров. Этот подход широко применяется в медицинской практике, примером является электрокардиография.

Существует также множество систем искусственного интеллекта [4], которые, как в представленной статье, необходимо оснастить проектом с открытым исходным кодом.

Лучшие практики разработки программного обеспечения и ИТ-архитектуры были рассмотрены на примерах инновационных стартапов [5]. Приведенные методы и приемы будут аналогичным образом представлены в следующем исследовании.

1. Постановка задачи

Современной тенденцией функциональной диагностики является получение максимальной информации при минимальном воздействии на организм пациента. Таким методом неинвазивного исследования является метод регистрации электрокардиограмм, который широко применяется в современной медицине. Развиваются спектральные методы диагностики [6–9], основанные на преобразовании Фурье и вейвлет-преобразовании.

Как указано в [10], оценка изменчивости сердечного ритма, называемая также анализом variability ритма сердца (ВРС), как клиническая практика, получила развитие с начала 60-х гг. XX в. Этому процессу способствовало применение для исследования методов математической статистики, алгоритмов обработки биологических сигналов и развитие физиологической интерпретации полученных данных. В дальнейшем ВРС выделился в самостоятельный неинвазивный метод в кардиологии. Метод активно развивается в настоящее время [11–15].

Методы анализа кардиоинтервалов разделяются на визуальные и математические методы. Математические методы делятся на три больших класса:

- 1) исследование общей variability (статистические методы или временной анализ);
- 2) исследование периодических составляющих ВРС (частотный анализ);
- 3) исследование внутренней организации динамического ряда кардиоинтервалов (автокорреляционный анализ).

Для целей идентификации нарушений сердечного ритма методом исследования выбран

спектральный (частотный) анализ кратковременных записей ЭКГ, вплоть до одного периода сердечных сокращений. Цель исследования — поиск ответов на следующие вопросы:

- 1) как изменяется спектр ЭКГ при нарушении сердечного ритма;
- 2) какова динамика изменения спектра ЭКГ (продолжительность переходного процесса);
- 3) какое число гармоник спектра необходимо для надежной фиксации факта нарушения сердечного ритма;
- 4) возможно ли использование спектра сердечных сокращений как многомерной функции состояния сердца.

Спектральный анализ представляет собой чувствительный инструмент исследований, основанный на преобразовании Фурье. Это преобразование по известной для некоторого сигнала функции времени $f(t)$ позволяет построить функцию частоты $F(\omega)$, описывающую этот же сигнал. Преобразование Фурье имеет некоторые математические ограничения для исходной функции времени, но его можно выполнить над любым физическим сигналом¹ [16; 17], в частности над кардиосигналом [9; 8].

Как известно, электрокардиографический сигнал является периодическим с периодом T , поэтому этот сигнал можно разложить в ряд Фурье вида

$$f(t) = a_0 + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cdot \cos \omega_n t + b_n \cdot \sin \omega_n t);$$

$$\omega_n = \frac{2\pi}{T} \cdot n, \quad (1)$$

где

$$a_0 = \frac{1}{T} \int_0^T f(t) dt; a_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cdot \cos \omega_n t dt;$$

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T f(t) \cdot \sin \omega_n t dt. \quad (2)$$

В связи с заменой аналоговых приборов цифровыми фактическим стандартом записи

¹ Мышкис А.Д. Лекции по высшей математике. М., 1973. 640 с.

электрокардиографических сигналов является EDF-формат, где сигнал $f(t)$ представлен точной функцией $f(t_k)$ — набором значений напряжения в некоторые фиксированные моменты времени t_k . Таким образом, в настоящей работе решается задача спектрального анализа такого сигнала. Алгоритм решения достаточно очевиден:

- 1) извлечение информации из EDF-файла;
- 2) определение периода электрокардиографического сигнала;
- 3) разложение этого сигнала в ряд Фурье;
- 4) определение необходимого количества членов ряда для представления сигнала с заданной точностью.

2. Структура формата EDF и извлечение информации из EDF-файла

Европейский формат данных (EDF) был введен в 1992 г. как стандарт для записей ЭЭГ и PSG (сна) [19]. В процессе применения было установлено, что формат имеет ограничения для применения в других областях (миография, вызванные потенциалы, кардиология). Основное ограничение — это то, что EDF требует непрерывности записи. Поэтому был разработан формат EDF+, в котором это ограничение снято и сохранены все остальные спецификации формата EDF без изменений.

EDF+ позволяет хранить несколько несмежных записей в одном файле. Это единственная несовместимость с EDF. Используя EDF+, все сигналы, аннотации и события, записанные за один сеанс с использованием одной системы записи, можно безопасно хранить вместе в одном файле. EDF+ также может хранить только события и аннотации без каких-либо сигналов. Такая гибкость позволяет выбирать оптимальное сочетание.

Для обработки был выбран пакет MATLAB. За основу была взята функция `edfread2`, исходный скрипт доступен по [15].

Формат вызова функции:

```
[hdr, dataMat] = edfread2(fname).
```

Здесь `fname` — строковая константа, полное имя файла с расширением, например, `'any_name.edf'`, файл должен быть в текущем каталоге или должен быть указан полный путь.

Функция читает все записи из файла. Заголовки содержат общую информацию (идентификатор пациента, начало записи, конец записи и т.д.), эту информацию функция возвращает структуре `hdr`. Данные всех сигналов возвращаются в матрицу данных `dataMat`, каждый столбец этой матрицы представляет собой дискретный набор всех значений одного из сигналов.

Первые 256 байт EDF-файла содержат общую информацию о самом формате, данные о пациенте, данные о записях сигналов, в том числе количестве сигналов (`ns`). Эти данные дополняются блоками по 256 байт на каждый сигнал, где указывается тип сигнала по характеру содержащейся информации (например, температура тела, кардиограмма и т.д.), амплитуда аналоговая и цифровая, продолжительность (`duration`) сигнала в секундах, количество дискретных значений. Таким образом, заголовочный блок содержит $256 + (ns * 256)$ байт.

За заголовочным блоком следует массив дискретных значений сигналов, на каждое значение выделено 2 байта, значение дискретное, представлено целым числом со знаком. Положение отдельных записей в заголовочном блоке следующее (каждый байт представляет собой символ в коде ASCII):

- 8 байт: версия формата данных (по умолчанию 0);
- 80 байт: идентификационные данные пациента;
- 80 байт: идентификационные данные записи;
- 8 байт: дата начала записи (dd.mm.yy);
- 8 байт: время начала записи (hh.mm.ss);
- 8 байт: количество байт в заголовочном блоке;
- 44 байта зарезервировано;
- 8 байт: количество записей данных (-1, если неизвестно, каждая запись может содержать несколько сигналов);
- 8 байт: продолжительность записи сигнала в секундах;
- 4 байта: количество сигналов в записи (`ns`);

далее множитель ($ns \times$) означает, что параметр записан для каждого сигнала:

- $ns \times 16$ байт: ns меток сигналов (имеются в виду названия сигналов, например 'ECGV2Ref' или 'Body temp');
- $ns \times 80$ байт: тип преобразователя (например, электрод Ag/AgCl);
- $ns \times 8$ байт: единица измерения физической величины (mV – милливольты, degree – градусы Цельсия, и т. д.);
- $ns \times 8$ байт: физический минимум сигнала;
- $ns \times 8$ байт: физический максимум сигнала;
- $ns \times 8$ байт: цифровой минимум сигнала;
- $ns \times 8$ байт: цифровой максимум сигнала;
- $ns \times 80$ байт: параметры фильтрации при записи сигнала (например, полоса пропускания фильтра);
- $ns \times 8$ байт: количество цифровых значений (nr) при записи сигнала (произведение времени записи на частоту дискретизации; например, при записи продолжительностью 3330 с и частоте дискретизации 200 Гц здесь будет записано 666000);
- $ns \times 32$ байта зарезервировано.

Массив дискретных значений сигналов представляет собой матрицу $nr \times ns$ (nr строк и ns столбцов), каждый столбец — это сигнал.

Таким образом, описанная функция полностью извлекает информацию из EDF-файла.

3. Пример работы алгоритмы обработки кардиограмм

Первый этап обработки сигнала — визуальный анализ кардиограммы в целом, выявление участков кардиограммы нормального ритма для данного пациента и характерных аритмий.

На рис. 1 показана осциллограмма сигнала, восстановленного из EDF-файла 01_ГУСА.edf тестовой базы критических состояний 2019 г.²

Кардиограмма на первый взгляд подобна белому шуму, однако это впечатление создается из-за большой длительности записи. Тем не менее на кардиограмме даже в этом виде

можно выделить, по меньшей мере, три различных участка, обозначенные на рис. 1 как 1, 2, 3.

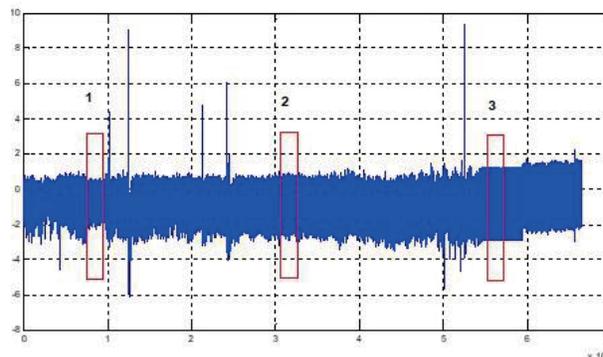


Рис. 1. Полная кардиограмма из EDF-файла
Источник: выполнено С.В. Курбановым
в программе MATLAB

Figure 1. Full cardiogram from EDF-file
Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

Подробнее рассмотреть кардиограмму можно изменением масштаба времени. Например, выбором 400 точек на участке 1 получается часть сигнала, показанная на рис. 2.

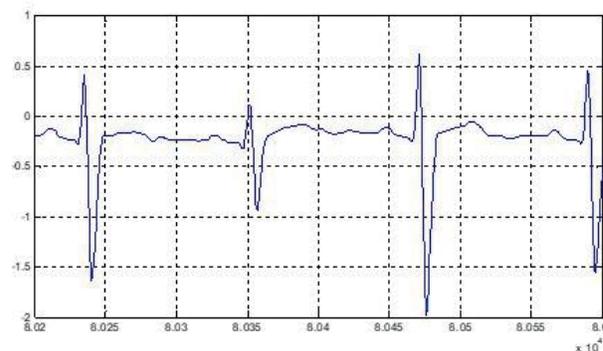


Рис. 2. Часть кардиограммы на участке 1
Источник: выполнено С.В. Курбановым
в программе MATLAB

Figure 2. Part of the cardiogram in section 1
Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

Здесь уже наблюдается характерный вид кардиограммы, позволяющий выделить один период сердечного ритма (точки данных отмечены символом «*»). Этот период представлен на рис. 3. Период ограничен точками с индексами 80233 и 80350.

² РОХМиНЭ. Тестовая база критических состояний 2019 г. URL: <http://rohmine.org/baza-dannykh-rokhmine/testovaya-baza-kriticheskikh-sostoyaniy-2019-g/> (дата обращения: 15.11.2023).

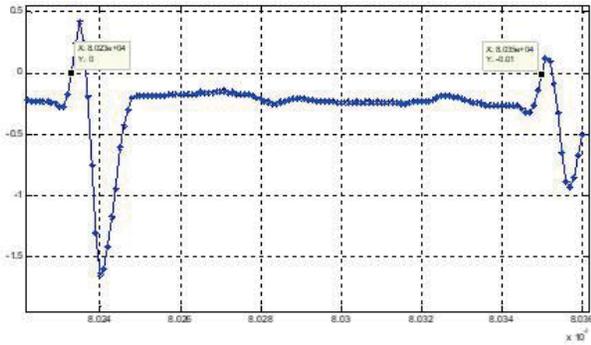


Рис. 3. Период кардиограммы на участке 1
Источник: выполнено С.В. Курбановым
в программе MATLAB

Figure 3. The period of the cardiogram in section 1
Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

4. Преобразование Фурье кардиосигналов

Полученные из EDF-файлов кардиограммы можно разложить в ряд Фурье с достаточно большим числом гармоник (спектр). Существует несколько алгоритмов разложения в ряд Фурье⁴ [16; 17] — быстрое, дискретное и т. д. Эти алгоритмы обычно требуют фиксированного и кратного 2^N числа точек на период, при выполнении этого и ряда других условий такие алгоритмы обеспечивают выигрыш в скорости вычислений. В случае кардиосигналов наблюдается значительный разброс числа точек на период из-за вариации частоты сердечных сокращений. Дискретизация кардиосигнала с 2^N числа точек на период в этом случае потребует аппроксимации сигнала многочленами и вычисления значений аппроксимирующей функции на сетке 2^N значений аргумента. Такие преобразования искажают исходный сигнал и нивелируют выигрыш в быстродействии. Для оценки совокупности положительных и отрицательных сторон необходимо достаточно сложное дополнительное исследование.

В свете изложенного, ввиду небольшого числа точек за период и предположительно небольшого числа вычисляемых гармоник, было отдано предпочтение прямому вычислению интегралов по формуле (2) методом трапеций, который по точности и объему вычислений

является компромиссом между другими методами (прямоугольников, парабол и т.д.). Расчетные формулы принимают вид

$$\omega_n = \frac{2\pi}{T}n; a_0 = \frac{1}{2T} \sum_{k=1}^{m-1} (f_k + f_{k+1})(t_{k+1} - t_k);$$

$$a_n = \frac{1}{T} \sum_{k=1}^{m-1} (f_k \cdot \cos \omega_n t_k + f_{k+1} \cdot \cos \omega_n t_{k+1})(t_{k+1} - t_k);$$

$$b_n = \frac{1}{T} \sum_{k=1}^{m-1} (f_k \cdot \sin \omega_n t_k + f_{k+1} \cdot \sin \omega_n t_{k+1})(t_{k+1} - t_k),$$

где m — число точек на период кардиосигнала.

Контроль корректности преобразования производился вычислением частичной суммы ряда Фурье по формуле (1).

Разложение кардиосигнала в ряд Фурье с восстановлением функции вычислением частичной суммы ряда, построением графиков и спектра было реализовано в скрипте (все переменные в Workspace должны быть сохранены).

5. Исследование спектров кардиосигналов

Результаты экспериментального определения оптимального числа гармоник приведены ниже. При $n = 5$ гармониках на 3-м участке (см. рис. 1) показаны на рис. 4 и рис. 5.

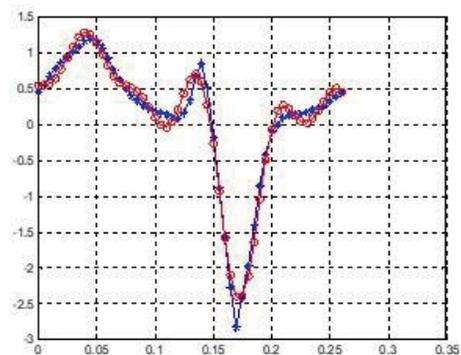


Рис. 4. Исходная кардиограмма (синяя линия) и частичная сумма ряда Фурье при $n = 5$ гармониках
Источник: выполнено С.В. Курбановым
в программе MATLAB

Figure 4. Initial cardiogram (blue line) and partial sum of Fourier series at $n = 5$ harmonics
Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

⁴ Кандидов В.П., Чесноков С.С., Шленов С.А. Дискретное преобразование Фурье. М.: Физический факультет МГУ, 2019. 88 с.

Как видно из рис. 4, пяти гармоник явно недостаточно для хорошей аппроксимации кардиосигнала. При $n = 10$ получается картина, представленная на графиках рис. 6, при $n = 20$ (рис. 7), при $n = 40$ (рис. 8).

Сравнение рисунков показывает, что наилучший результат получается при числе гармоник, примерно равном половине числа значений кардиосигнала за период, в рассматриваемом случае это соответствует $n = 26$. Экспериментальное подтверждение данной гипотезы представлено на рис. 9. В этом случае наблюдается совпадение частичной суммы ряда Фурье и

значений кардиосигнала. Значительно меньшее число гармоник, равно как и значительно большее, вызывает искажение формы восстановленного кардиосигнала.

Таким образом, число гармоник при разложении в ряд Фурье должно равняться половине числа значений кардиосигнала за период.

Следующий этап — сравнение спектров на различных участках кардиограммы. Кардиограммы, использованные в данной работе, были предоставлены РОХМИНЭ. Спектры представлены на рис. 10–14.

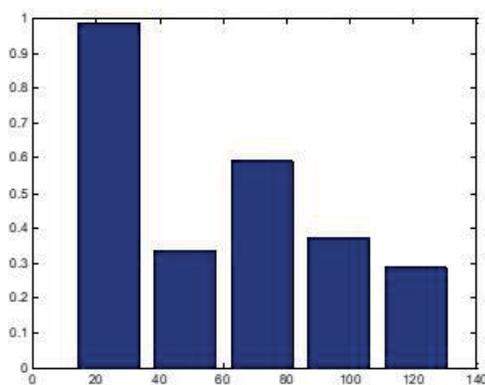


Рис. 5. Спектр кардиограммы $A(\omega)$ при $n = 5$ гармониках
Источник: выполнено С.В. Курбановым в программе MATLAB

Figure 5. Spectrum of the cardiogram $A(\omega)$ at $n = 5$ harmonics

Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

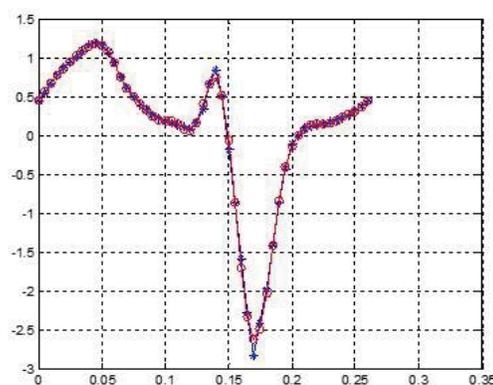


Рис. 6. Исходная кардиограмма (синяя линия) и частичная сумма ряда Фурье при $n = 10$ гармониках
Источник: выполнено С.В. Курбановым в программе MATLAB

Figure 6. Initial cardiogram (blue line) and partial sum of the Fourier series with $n = 10$ harmonics

Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

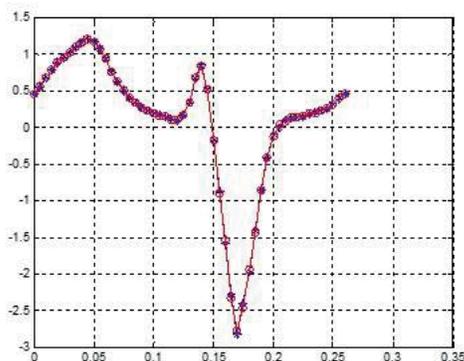


Рис. 7. Исходная кардиограмма (синяя линия) и частичная сумма ряда Фурье при $n = 20$ гармониках
Источник: выполнено С.В. Курбановым в программе MATLAB

Figure 7. Initial cardiogram (blue line) and partial sum of the Fourier series with $n = 20$ harmonics

Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

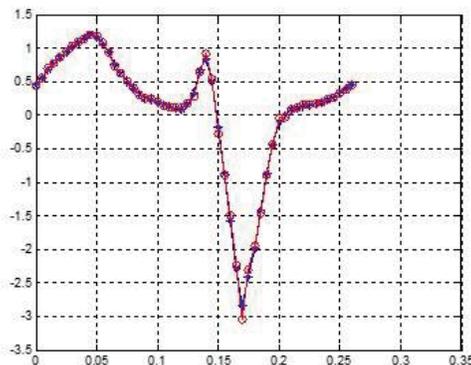


Рис. 8. Исходная кардиограмма (синяя линия) и частичная сумма ряда Фурье при $n = 40$ гармониках
Источник: выполнено С.В. Курбановым в программе MATLAB

Figure 8. Initial cardiogram (blue line) and partial sum of the Fourier series with $n = 40$ harmonics

Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

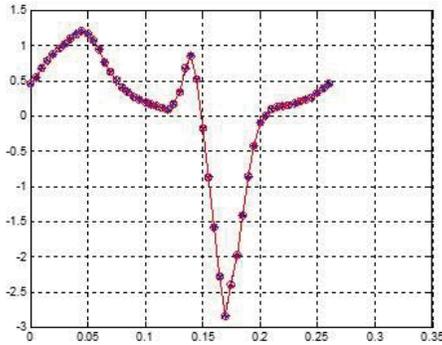


Рис. 9. Исходная кардиограмма (синяя линия) и частичная сумма ряда Фурье при $n = 26$ гармониках
Источник: выполнено С.В. Курбановым в программе MATLAB

Figure 9. Initial cardiogram (blue line) and partial sum of the Fourier series with $n = 26$ harmonics
Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

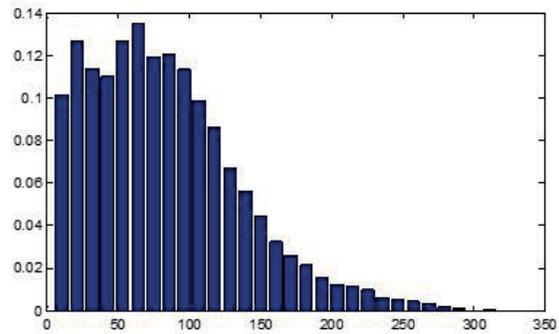


Рис. 10. Спектр кардиограммы на первом участке
Источник: выполнено С.В. Курбановым в программе MATLAB

Figure 10. Spectrum of the cardiogram in the first section
Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

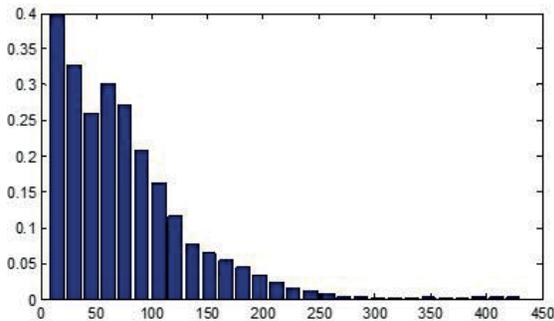


Рис. 11. Спектр кардиограммы на втором участке
Источник: выполнено С.В. Курбановым в программе MATLAB

Figure 11. Spectrum of the cardiogram in the second section
Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

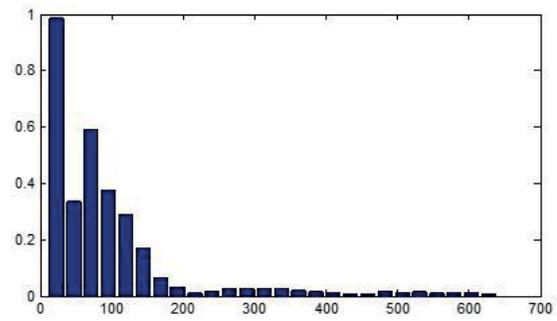


Рис. 12. Спектр кардиограммы на третьем участке
Источник: выполнено С.В. Курбановым в программе MATLAB

Figure 12. Spectrum of the cardiogram in the third section
Source: compiled by S.V. Kurbanov in the MATLAB software

Визуальный сравнительный анализ спектров кардиограмм позволяет сделать предположение, что при нормальной форме кардиосигнала в спектре присутствует значительное количество высших гармоник, при этом их амплитуда примерно равна амплитуде первой гармоники и даже превосходит ее. По мере развития аритмии происходит уменьшение амплитуды высших гармоник по сравнению с первой гармоникой, число гармоник значительной величины уменьшается.

Заключение

В процессе исследования рассмотрена спецификация цифровых кардиограмм в EDF-формате и применение существующей функ-

ции системы MATLAB для извлечения этой информации.

Проведено разложение в классический ряд Фурье на одном периоде кардиосигнала. Определено, что максимальная точность описания кардиосигнала достигается при числе гармоник, равном половине числа точек дискретизации кардиосигнала в течение периода. Корректность работы разработанного для спектрального анализа скрипта проверялась восстановлением кардиосигнала по его спектру и сравнением с исходным сигналом.

Подтверждена явная зависимость спектра от формы кардиосигнала, что позволяет сделать вывод о применимости метода спектрального анализа для идентификации нарушений сердечного ритма. При этом выявление законо-

мерностей требует большого объема экспериментов и интерпретации их результатов профильными специалистами с целью диагностического использования. Тем не менее спектр электрических сигналов сердечных сокращений можно рассматривать как многомерную функцию состояния сердца.

Авторы отмечают значительную трудоемкость анализа кардиосигналов «вручную». Для развития работы по спектральным исследованиям требуется существенная автоматизация процедуры обработки исходной кардиограммы и проектирование понятного конечному пользователю интерфейса. Без развития функционала программного обеспечения исследование динамики изменения спектра ЭКГ представляется затруднительным.

Список литературы

1. Дрозд Д.Д. Основы применения математических моделей в кардиологии // Бюллетень медицинских Интернет-конференций. 2015. Т. 5. № 9. С. 1140–1142. EDN: ULQVAL
2. Киселёв И.Н., Семисалов Б.В., Бибердорф Э.А., Шарпов Р.Н., Блохин А.М., Колпаков Ф.А. Модульное моделирование сердечно-сосудистой системы человека // Математическая биология и биоинформатика. 2012. Т. 7. № 2. С. 703–736. <https://doi.org/10.17537/2012.7.703>
3. Лебеденко И.С., Новосёлова Е.С., Ракитянская А.С., Ефимцева Ю.А. Математическая модель сердца // Биотехносфера. 2009. № 3. С. 24–31. EDN: KWTXFP
4. Карнов О.Э., Храмов А.Е., Андриков Д.А., Гусев А.В., Зарубина Т.В., Николаиди Е.Н., Пензин О.В., Раузина С.Е., Субботин С.А. Информационные технологии, вычислительные системы и искусственный интеллект в медицине. М.: ДПК Пресс, 2022. 480 с. <https://doi.org/10.56463/16504-7059-3414-n>
5. Qian T., Zhang L., Li Z. Algorithm of Adaptive Fourier Decomposition // IEEE Transactions on Signal Processing. 2011. Vol. 59. P. 5899–5906.
6. Захаров С.М., Знайко Г.Г. Спектральный анализ электрокардиосигналов // Вопросы радиоэлектроники. 2017. № 3. С. 110–115. EDN: YFYKID
7. Сергейчик О.И. Модели и алгоритмы спектрального анализа обработки кардиологических временных рядов: автореферат дис. ... канд. техн. наук. 2007. 23 с. EDN: NIPEIL
8. Genlang C., Zhiqing H., Yongjuan G., Chaoyi P. A cascaded classifier for multi-lead ECG based on feature fusion // Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2019. Vol. 178. P. 135–143. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.06.021>
9. Sun J. Automatic cardiac arrhythmias classification using CNN and attention-based RNN network // Healthcare Technology Letters. 2023. Vol. 10 (138). P. 53–61. <https://doi.org/10.1049/htl2.12045>
10. Снежницкий В.А., Шишко В.И., Зуховицкая Е.В., Дешко М.С. Вариабельность ритма сердца: применение в кардиологии. Гродно: ГрГМУ, 2010. 212 с. EDN: WMBLHV
11. Baeovsky R.M., Chernikova A.G. Heart rate variability analysis: physiological foundations and main methods // Cardiometry. 2017. No. 10. P. 66–76. EDN: YPOTMP
12. Латфуллин И.А., Ким З.Ф., Тенгин Г.М., Мамедова Л.Э. ЭКГ высокого разрешения: от действительного к возможному // Российский кардиологический журнал. 2010. № 2 (82). С. 29–34. EDN: LPAGQV
13. Grinevich A.A., Chemeris N.K. Spectral analysis of heart rate variability based on the Hilbert–Huang method // Doklady Biochemistry and Biophysics. 2023. Vol. 511. No. 1. P. 169–172. <https://doi.org/10.1134/s1607672923700333>
14. Москаленко А.В., Махортых С.А. К вопросу о спектральном анализе регуляции основного ритма сердца // Доклады Международной конференции «Математическая биология и биоинформатика». Пущино: ИМПБ РАН. 2022. Т. 9. <https://doi.org/10.17537/icmbb22.13>
15. Cerutti S., Bianchi A.M., Mainardi L.T., Signorini M.G. Spectral Analysis of Cardiovascular Variability Signals // Cardiac Arrhythmias, Pacing & Electrophysiology. Developments in Cardiovascular Medicine / ed. by P.E. Vardas. 1998. Vol. 201. P. 171–183. https://doi.org/10.1007/978-94-011-5254-9_25
16. Marple Jr. S.L., Carey W.M. Digital spectral analysis with applications // The Journal of the Acoustical Society of America. 1989. Vol. 86. Iss. 5. <https://doi.org/10.1121/1.398548>
17. Rauscher C. Fundamentals of Spectrum Analysis. München: Rohde & Schwarz Publ., 2001. 221 p. URL: <https://archive.org/details/fundamentalsofsp0000raus> (accessed: 15.03.2024).
18. Sawant N., Patidar S. Diagnosis of Cardiac Abnormalities Applying Scattering Transform and Fourier-Bessel Expansion on ECG Signals // 2021 Computing in Cardiology (CinC). Brno, Czech Republic, 2021. <https://doi.org/10.23919/CinC53138.2021.9662751>
19. Alvarez-Estevez D. European Data Format. URL: <https://www.edfplus.info> (accessed: 15.03.2024).
20. Карнов О.Э., Храмов А.Е. Прогностическая медицина // Врач и информационные технологии. 2021. Т. 3. С. 20–37. https://doi.org/10.25881/18110193_2021_3_20

References

1. Drozd DD. Basics of application of mathematical models in cardiology. *Bulletin of Medical Internet Conferences*. 2015;5(9):1140–1142. (In Russ.) EDN: ULQVAL
2. Kiselev IN, Semisalov BV, Biberdorf EA, Sharipov RN, Blokhin AM, Kolpakov FA. Modular modeling of the human cardiovascular system. *Mathematical Biology and Bioinformatics*. 2012;7(2):703–736. (In Russ.) <https://doi.org/10.17537/2012.7.703>
3. Lebedenko IS, Novoselova ES, Rakityanskaya AS, Efimceva YA. Pump function mathematical model of heart. *Biotechnosphere*. 2009;3:24–31. (In Russ.) EDN: KWTXFP
4. Karpov OE, Khramov AE, Andrikov DA, Gusev AV, Zarubina TV, Nikolaidi YeN, Penzin OV, Rauczina SYe, Subbotin SA. *Information technologies, computing systems and artificial intelligence in medicine*. Moscow: DPK Press; 2022. (In Russ.) <https://doi.org/10.56463/16504-7059-3414-n>
5. Qian T, Zhang L, Li Z. Algorithm of Adaptive Fourier Decomposition. *IEEE Transactions on Signal Processing*. 2011;59:5899–5906.
6. Zakharov SM, Znaiko GG. Spectral analysis of electrocardiosignals. *Questions of radio electronics*. 2017;3:110–115. (In Russ.) EDN: YFYKID
7. Sergeychik OI. *Models and algorithms for spectral analysis of processing cardiac time series* (abstract of the dissertation for the degree of Candidate of Technical Sciences). 2007. (In Russ.) EDN: NIPEIL
8. Genlang C, Zhiqing H, Yongjuan G, Chaoyi P. A cascaded classifier for multi-lead ECG based on feature fusion. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2019;178:135–143. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.06.021>
9. Sun J. Automatic cardiac arrhythmias classification using CNN and attention-based RNN network. *Healthcare Technology Letters*. 2023;10(138):53–61. <https://doi.org/10.1049/htl2.12045>
10. Snezhitsky VA, Shishko VI, Zukhovitskaya EV, Deshko MS. *Heart rate variability: applications in cardiology*. Grodno: GrSMU; 2010. (In Russ.) EDN: WMBLHV
11. Baeovsky RM, Chernikova AG. Heart rate variability analysis: physiologic foundations and main methods. *Cardiometry*. 2017;10:66–76. EDN: YPOTMP
12. Latfullin IA, Kim ZF, Teptin GM, Mammadova LE. High-resolution ECG: from present to future. *Russian Journal of Cardiology*. 2010;2(82):29–34. (In Russ.) EDN: LPAGQV
13. Grinevich AA, Chemeris NK. Spectral analysis of heart rate variability based on the Hilbert–Huang method. *Doklady Biochemistry and Biophysics*. 2023;511(1):169–172. <https://doi.org/10.1134/s1607672923700333>
14. Moskalenko AV, Makhortykh SA. On spectral analysis of the regulation of the main cardiac rhythm. *Proceedings of the International Conference “Mathematical Biology and Bioinformatics”*. Pushchino: IMPB. 2022; 9:e41. (In Russ.) <https://doi.org/10.17537/icmbb22.13>
15. Cerutti S, Bianchi AM, Mainardi LT, Signorini MG. Spectral Analysis of Cardiovascular Variability Signals. In: Vardas PE (eds.) *Cardiac Arrhythmias, Pacing & Electrophysiology. Developments in Cardiovascular Medicine Springer, Dordrecht*. 1998;201:171–183. https://doi.org/10.1007/978-94-011-5254-9_25
16. Marple JrSL, Carey WM. Digital spectral analysis with applications. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1989;86(5). <https://doi.org/10.1121/1.3985481>
17. Rauscher C. *Fundamentals of Spectrum Analysis*. München: Rohde & Schwarz Publ.; 2001. Available from: <https://archive.org/details/fundamentalsofsp0000raus> (accessed: 15.03.2024)
18. Sawant N, Patidar S. Diagnosis of Cardiac Abnormalities Applying Scattering Transform and Fourier-Bessel Expansion on ECG Signals. *2021 Computing in Cardiology (CinC)*. Brno, Czech Republic, 2021. <https://doi.org/10.23919/CinC53138.2021.9662751>
19. Alvarez-Estevéz D. *European Data Format*. Available at: <https://www.edfplus.info> (accessed: 15.03.2024)
20. Karpov OE, Khramov AE. Predictive medicine. *Medical doctor and IT*. 2021;3:20–37. (In Russ.) https://doi.org/10.25881/18110193_2021_3_20

Сведения об авторах

Андриков Денис Анатольевич, кандидат технических наук, доцент кафедры механики процессов и управления, инженерная академия, Российский университет дружбы народов, Москва, Россия; eLIBRARY SPIN-код: 8247-7310; ORCID: 0000-0003-0359-0897; E-mail: andrikovdenis@mail.ru

Курбанов Синан Владимирович, аспирант кафедры механики и процессов управления, инженерная академия, Российский университет дружбы народов, Москва, Россия; ORCID: 0009-0005-6632-9102; E-mail: ya.sinan@yandex.ru

About the authors

Denis A. Andrikov, Ph.D. of Technical Sciences, Associate Professor of the Department of Mechanics and Control Processes, Academy of Engineering, RUDN University, Moscow, Russia; eLIBRARY SPIN-code: 8247-7310; ORCID: 0000-0003-0359-0897; E-mail: andrikovdenis@mail.ru

Sinan V. Kurbanov, Postgraduate student of the Department of Mechanics and Control Processes, Academy of Engineering, RUDN University, Moscow, Russia; ORCID: 0009-0005-6632-9102; E-mail: ya.sinan@yandex.ru