

М. В. Абрамов, О. И. Сергейчик

ПОЛУЧЕНИЕ ПЕРЕДАТОЧНОЙ ФУНКЦИИ КАРДИОЛОГИЧЕСКОГО ЗАБОЛЕВАНИЯ МЕТОДОМ СРАВНЕНИЯ ЭКГ БОЛЬНОГО И ЭКГ БЕЗ ПАТОЛОГИЙ

Рассмотрен метод анализа импульсной передаточной характеристики кардиологического заболевания исходя из свойства обратимости свертки. В дальнейшем передаточная функция определяется посредством аналитической записи характеристики в виде ряда Фурье и последующего преобразования Лапласа.

Передаточная функция, ЭКГ, кардиология.

Как было показано в статье [5], для определения характера кардиологического заболевания может использоваться метод сравнения электрокардиограммы больного и электрокардиограммы без патологии [3] человека соответствующего возраста.

В данном случае, в отличие от метода, описанного ранее [5], вместо оценки передаточной функции всего сердца предлагается определить только передаточную функцию звена «кардиологического искажения». Подобный подход, скорее всего, поможет снизить количество частот, определяющих математическую модель.

Сделаем предположение, что данный подход структурно описывается следующей схемой (рис. 1).

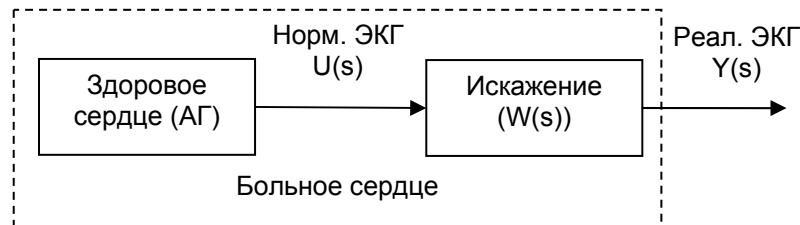


Рис. 1. Структурная схема больного сердца

В общем виде передаточная функция $W(s)$ определяется как отношение изображений выходной характеристики $Y(s)$ к входной (управляющей) $U(s)$:

$$W(s) = \frac{Y(s)}{U(s)}, \quad (1)$$

где s — оператор Лапласа.

Важным свойством передаточной функции является взаимосвязь между ней и временной (или импульсной переходной) характеристикой объекта, выраженная следующей формулой [2]:

$$W(s) = L[h(t)], \quad (2)$$

где $h(t)$ — импульсная переходная характеристика.

Для получения импульсной переходной характеристики воспользуемся методом идентификации на основе свойства свертки, предложенным в работах [1, 4].

Для любого звена результатом свертки импульсной переходной характеристики и входного сигнала является выходной сигнал:

$$y(n) = \sum_{m=0}^n h(n-m) \cdot x(m), \quad (3)$$

где n, m — значения дискретного времени, $y(n)$ — выходная характеристика звена, $x(n)$ — входная характеристика, $h(n)$ — импульсная характеристика.

Для идентификации импульсной характеристики можно воспользоваться рекуррентной формулой:

$$\left. \begin{aligned} h(0) &= \frac{y(0)}{x(0)}, \\ h(n) &= \frac{y(n) - \sum_{m=0}^{n-1} h(m) \cdot x(n-m)}{x(0)}, n \geq 1, x(0) \neq 0 \end{aligned} \right\} \quad (4)$$

В результате числовой обработки входного и выходного сигнала можно построить импульсную характеристику.

Обработка электрокардиограмм данным методом выполняется по следующему алгоритму:

- предполагается, что заболевание вводит искажения в каждый сердечный цикл одинаково, поэтому для идентификации заболевания достаточно сравнивать один сердечный цикл ЭКГ больного и один цикл ЭКГ без патологии;
- из числового ряда и ЭКГ больного и без патологии выделяется один сердечный цикл (R-R сегмент);
- осуществляются нормировка этих отрезков, т. е. вводится коэффициент, равный максимальному значению уровня ЭКГ на данном участке (таким образом, значения ряда ЭКГ будут лежать в диапазоне $[-1; 1]$), и приведение ряда к определенному количеству точек на данном участке (вне зависимости от частоты сердечных сокращений сердечные циклы в дискретном времени представляются одной длины);
- рассчитывается импульсная передаточная функция по формулам (4);
- определяется передаточная функция методом, описанным в [5].

В качестве иллюстрации рассчитаем передаточные функции заболеваний для двух пациентов.

Пациент А — мужчина 45 лет с диагнозом — мелкоочаговый инфаркт миокарда.

Пациент Б — женщина 49 лет с диагнозом — тромбозомболия мелких ветвей легочной артерии на фоне варикозной болезни суставов нижних конечностей.

Поскольку пациенты примерно одного возраста, то есть основание предположить, что для них ЭКГ без патологий весьма сходны.

Исследования проводятся на ЭКГ в отведениях V5 (рис. 2). Выделены исследуемые сердечные циклы.

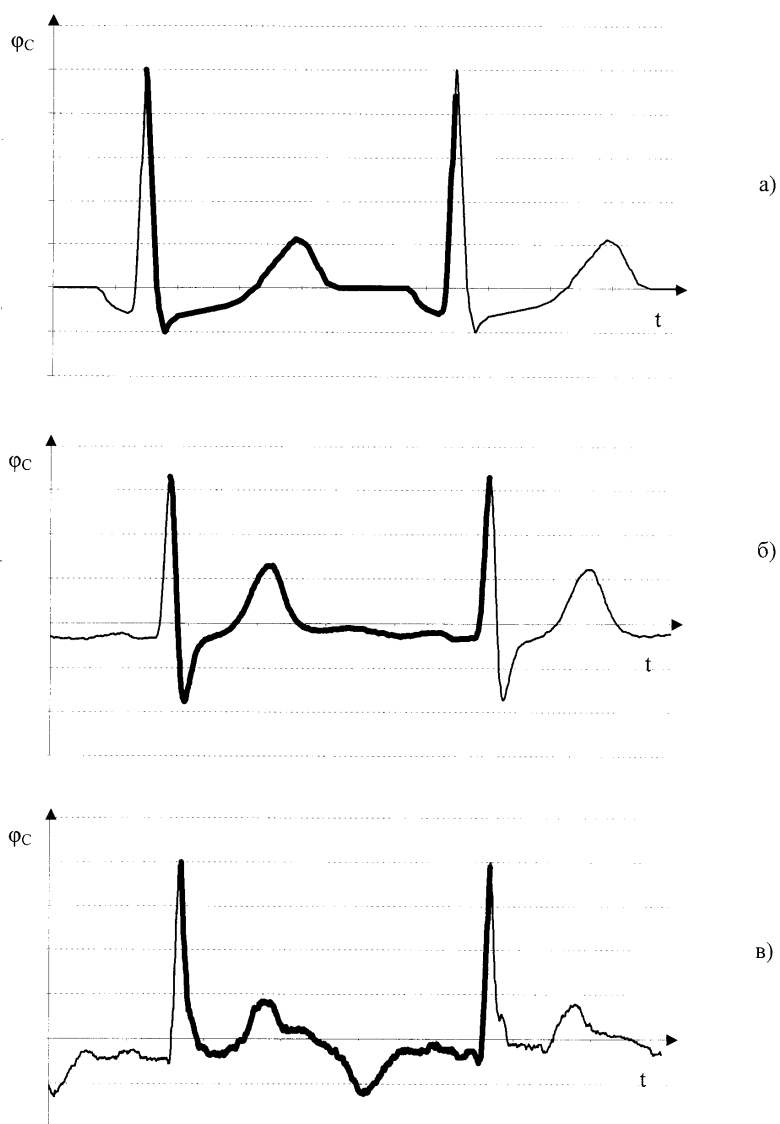


Рис. 2. ЭКГ:
 а — норма, б — пациент А, в — пациент В;
 φ_c — значение биоэлектрического потенциала сердца, t — время

Дискретизация ЭКГ во времени определяется как 250 точек на один сердечный цикл.

Импульсная характеристика, полученная предложенным методом на основе ЭКГ пациента А, приведена на рис. 3.

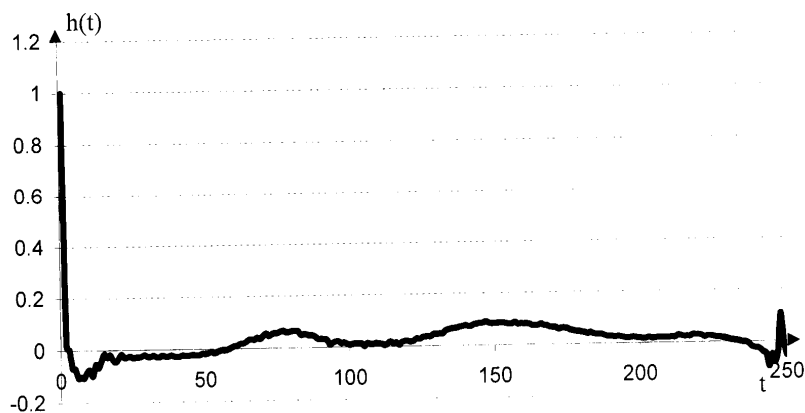


Рис. 3. Импульсная характеристика заболевания пациента А

Анализируя полученную характеристику [2], приходим к выводу, что ее можно представить как

$$h(n) = \delta(n) + h_{ill}(n), \quad (5)$$

где $h(n)$ — рассчитанная импульсная характеристика, $\delta(n)$ — дельта-функция, $h_{ill}(n)$ — импульсная характеристика заболевания без единичного импульса, определяемого дельта-функцией.

На основании этого предполагаем, что звено «искажения» можно представить в следующем виде (рис. 4).



Рис. 4. Структура звена «искажения»

Тогда импульсную характеристику «заболевания» можно получить по формулам:

$$\left. \begin{aligned} h(0) &= 0, \\ y(n) - x(n) - \sum_{m=0}^{n-1} h(m) \cdot x(n-m) \\ h(n) &= \frac{\quad}{x(0)}, n \geq 1, x(0) \neq 0 \end{aligned} \right\} \quad (6)$$

Рассчитав характеристики предложенным выше методом, получим результат (рис. 5).

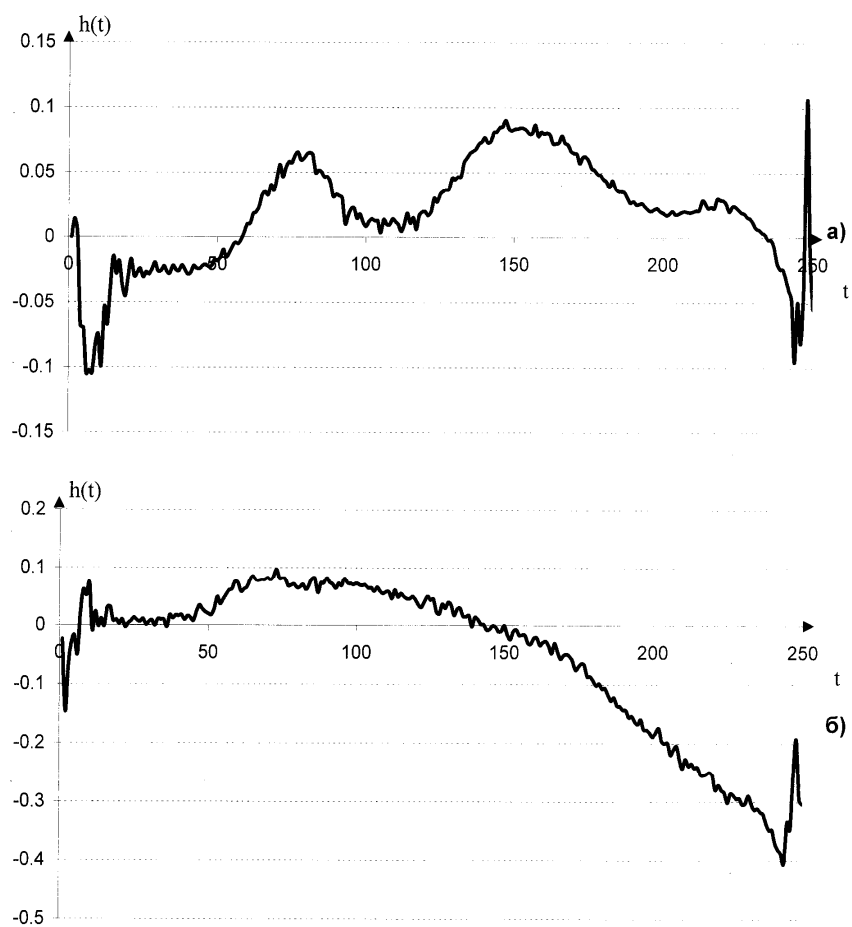


Рис. 5. Импульсные характеристики:
а — пациент А; б — пациент Б

В дальнейшем передаточная функция определяется в соответствии с алгоритмом [5]:

1. Получение спектра характеристики при помощи алгоритма быстрого преобразования Фурье (периодограмма).
2. Аналитическая запись сигнала в виде ряда Фурье.
3. Применение преобразования Лапласа к полученному ряду Фурье.

Спектр характеристик и значимые частоты (выделены жирным, уровень выше 15 % от максимальной амплитуды) приведены на рис. 6. Как видно из рисунка, данный подход действительно помогает снизить количество частот, используемых для построения математической модели заболевания, поскольку частот с амплитудой выше 15 % гораздо меньше, чем при анализе передаточной функции всего сердца [5].

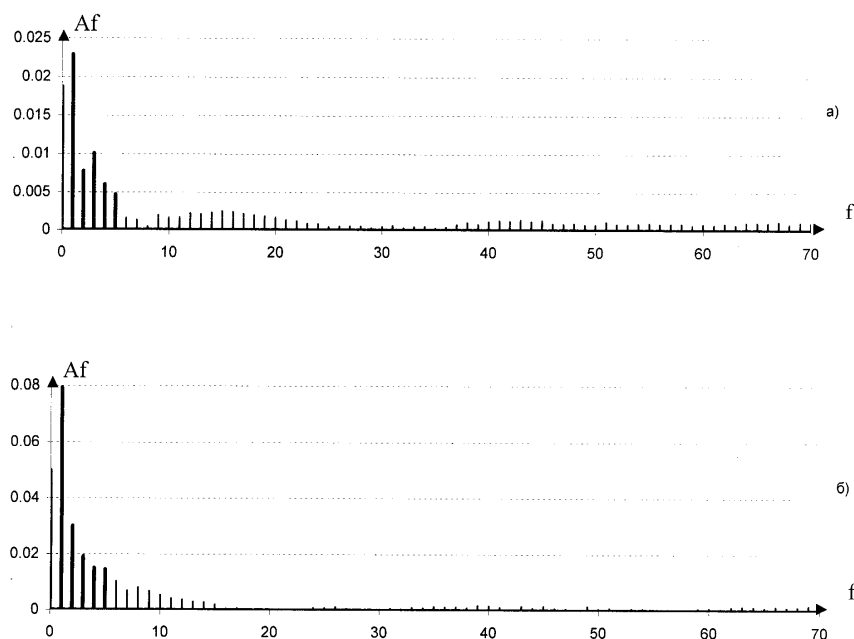


Рис. 6. Спектр импульсных характеристик:
а — пациент А, б — пациент Б; Af — амплитуда гармоник, f — частота

Передаточная функция определяется как

$$W(s) = L[x(t)] = \sum_{n=1}^{\infty} \frac{a_n \cdot s + b_n \cdot \omega_n}{s^2 + \omega_n^2}. \quad (7)$$

Значения коэффициентов функции приведены в табл.

Коэффициенты передаточных функций

№	Пациент А			Пациент Б		
	Частота	a	b	Частота	a	b
0	0	0.038	0	0	-0.099	0
1	1.000	-0.041	-0.021	1.000	-0.104	0.12
2	2.000	-0.016	0.001	2.000	-0.016	0.058
3	3.000	0.006	-0.019	3.000	0.007	0.038
4	4.000	-0.009	0.009	4.000	0.002	0.03
5	5.000	-0.009	-0.002	5.000	-0.002	0.029

Как видно из приведенных выше примеров, разные заболевания вносят разные искажения в ЭКГ и, как следствие, различаются коэффициенты передаточной функции заболевания, получаемой предложенным методом.

Представим передаточную функцию в виде

$$W(p) = \frac{Y(p)}{U(p)} = \frac{A_0 + A_1 \cdot p + A_2 \cdot p^2 + \dots + A_{10} \cdot p^{10}}{B_0 + B_1 \cdot p + B_2 \cdot p^2 + \dots + B_{11} \cdot p^{11}}.$$

Степени числителя и знаменателя определяются исходя из количества выбранных частот и с учетом того, что присутствует нулевая частота.

На основании данных табл. и формулы (7) запишем передаточную функцию болезни каждого больного.

Пациент А:

$$W(p) = \frac{547.2 - 359.76 \cdot p + 149.204 \cdot p^2 - 217.61 \cdot p^3 - 58.86 \cdot p^4 - 41.79 \cdot p^5 - 16.353 \cdot p^6 -}{14400 \cdot p + 21080 \cdot p^3 + 7645 \cdot p^5 + 1023 \cdot p^7 +} \frac{-2.55 \cdot p^7 - 1.29 \cdot p^8 - 0.05 \cdot p^9 - 0.031 \cdot p^{10}}{+ 55 \cdot p^9 + p^{11}}. \quad (9a)$$

Пациент Б:

$$W(p) = \frac{-1.43 \cdot 10^{-3} + 2520 \cdot p + 1825 \cdot p^3 - 1505 \cdot p^4 + 368.2 \cdot p^5 - 210.6 \cdot p^6 +}{14400 \cdot p + 21080 \cdot p^3 + 7645 \cdot p^5 + 1023 \cdot p^7 +} \frac{+ 26.67 \cdot p^7 - 11.54 \cdot p^8 + 0.615 \cdot p^9 - 0.212 \cdot p^{10}}{+ 55 \cdot p^9 + p^{11}}. \quad (9b)$$

Упростим данные выражения, удалив незначительные составляющие:

Пациент А:

$$W(p) = \frac{547.2 - 359.76 \cdot p + 149.204 \cdot p^2 - 217.61 \cdot p^3 - 58.86 \cdot p^4 - 41.79 \cdot p^5 - 16.353 \cdot p^6}{14400 \cdot p + 21080 \cdot p^3 + 7645 \cdot p^5 + 1023 \cdot p^7}. \quad (10a)$$

Пациент Б:

$$W(p) = \frac{2520 + 1825 \cdot p^2 - 1505 \cdot p^3 + 368.2 \cdot p^4 - 210.6 \cdot p^5}{14400 + 21080 \cdot p^2 + 7645 \cdot p^4 + 1023 \cdot p^6}. \quad (10b)$$

Разложим полученные выражения на элементарные дроби. Это позволит проанализировать, какие типовые звенья входят в состав «болезни».

Пациент А:

$$W(p) = \frac{3.8 \cdot 10^{-2}}{p} - \frac{0.04 \cdot p + 0.021}{p^2 + 0.9935} - \frac{0.014 \cdot p^3 + 0.02 \cdot p^2 + 0.067 \cdot p + 0.058}{p^4 + 6.48 \cdot p^2 + 14.169}. \quad (11a)$$

Пациент Б:

$$W(p) = \frac{0.144 \cdot p + 0.12}{p^2 + 0.9935} - \frac{0.35 \cdot p^3 - 0.24 \cdot p^2 + 2.059 \cdot p - 0.768}{p^4 + 6.48 \cdot p^2 + 14.169}. \quad (11b)$$

Как видно из формул, обе болезни обладают звеньями 2- и 4-го порядка. Кроме этого в болезни пациента А присутствует интегрирующее звено, которое, возможно, является отличительной особенностью данной болезни.

Таким образом, на основании приведенных примеров можно говорить о том, что применение данного метода возможно и результаты вполне предсказуемы: разные заболевания вносят разные искажения в нормальную ЭКГ и, как следствие, коэффициенты итоговых дифференциальных уравнений различаются для разных пациентов. Различие в характере звеньев, входящих в состав заболеваний (см. формулы 11а, 11б), позволяет создать инструментальной системы помощи врачу. Сравнение звеньев передаточных функций здорового человека и больного позволит разработать методы коррекции характе-

ристик звеньев и тем самым помочь лечащему врачу в определении направления лечения.

Представление результата в виде передаточной функции отличает данный метод от других методов анализа ЭКГ, большинство которых основано на анализе изображений [6, 7]. Использование рассмотренного метода позволяет упростить процесс анализа ЭКГ, поскольку не требует реализации значительно более сложных (по сравнению с предложенными) алгоритмов анализа изображений. Это может являться преимуществом метода.

Следующим этапом реализации данного метода должно стать выявление закономерностей в импульсных характеристиках звеньев «болезни» на основании данных по большему числу пациентов со сходными диагнозами.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бендат Дж., Пирсол А. Прикладной анализ случайных данных / Пер. с англ. д-ра физ.-мат. наук. В. Е. Привальского; Под ред. И. Н. Коваленко. — М.: Мир, 1989. — 540 с.
2. Бесекерский В. А., Попов Е. П. Теория систем автоматического управления. — Изд. 4-е, перераб. и доп. — СПб.: Профессия, 2003. — 752 с.
3. Рычкова А. Ю., Цибульский В. Р., Сергейчик О. И., Копылова Л. Н. Спектральный анализ нормальной ЭКГ // Вестн. аритмологии. — 2004. — № 35. — С. 52.
4. Айфичер Э. С., Джервис Б. У. Цифровая обработка сигналов: практический подход, 2-е изд.: Пер. с англ. — М.: Вильямс, 2004. — 992 с.
5. Цибульский В. Р., Сергейчик О. И., Абрамов М. В. Методы получения передаточной функции на основе частотных характеристик ЭКГ // Вестн. кибернетики. — 2008. — № 7. — С. 79.
6. Баргер С. Анализ ЭКГ в практике терапевта. — Ростов н/Д: ИЦ «МарТ», 2005. — 160 с.
7. Хан М. Г. Быстрый анализ ЭКГ: Пер. с англ. — СПб.; М.: Невский диалект: БИНОМ, 1999. — 286 с.

M. V. Abramov, O. I. Sergeychik

OBTAINING TRANSFER FUNCTION OF CARDIOLOGICAL DISORDER USING CORRELATION METHOD BETWEEN PATIENT ECG AND ECG WITHOUT PATHOLOGY

The article considers a method investigating impulse transfer characteristics of cardi-ological disorder, proceeding from property of convolution reversibility. The transfer function is determined through analytical registration of the said characteristics in the form of Fourier series and subsequent Laplace transformation.

Transfer function, electrocardiogram, cardiology.