

# ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ

В. Р. Цибульский, С. А. Иларионова,  
Н. Ю. Савельева, О. И. Сергейчик

## НОВАЯ МОДЕЛЬ КАРДИОЛОГИЧЕСКОГО ВРЕМЕННОГО РЯДА АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ СЕРДЕЧНО-СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА

*Предложена новая модель кардиологического временного ряда артериального давления с использованием полярной амплитудной модуляции с модулируемой функцией в виде пульсового давления и модулирующей в виде результатов мониторингования артериального давления. Получены спектры и модель пульсового давления и синтезирован суммарный спектр. Приведены обобщенная функциональная схема всей сердечно-сосудистой системы человека и схема модуляции на примере почек.*

**Модель, артериальное давление, человек, модуляция.**

При диагностике артериальной гипертензии и изучении variability суточного ритма сердца используется суточное мониторирование. Спектральный анализ временных рядов по данным измерений артериального давления (АД) дает дополнительную информацию о наличии циклическостей, которые, возможно, способны прояснить причинно-следственные связи в развитии заболевания [1]. Получаемые при этом амплитудно-частотные спектры имеют диапазон, как правило, не более 0,3 Гц. Однако в практике исследований временных рядов на основе АД есть более быстрые процессы — пульсовые колебания давления крови в артериях  $P_n(t)$  с периодом 0,8–1,2 с, которые изображаются в виде флексограммы [2].

На рис. 1 приведена кривая пульсового колебания. Для исследования поведения этой кривой было предложено построить некоторую идеализированную кривую (данные здорового человека) с общепринятым диапазоном 40 мм рт. ст., т. е. при систолическом давлении (САД) 120 мм рт. ст., диастолическом (ДАД) — 80 мм рт. ст. Проведена централизация путем вычитания среднего пульсового  $P_{срп}$ . В табл. 1, 2 даны численные значения ряда и его статистические характеристики.

Прежде всего, представляет интерес изучение содержания гармоник в этих колебаниях. На рис. 2а показан амплитудный спектр этого ряда, полученный методом Фурье; на рис. 2б для подтверждения достоверности анализа — спектр по методу Прони [3]. Для получения более достоверного спектра последним методом был проведен выбор оптимального соотношения порядка ряда Прони ( $p$ ) при заданном числе отсчетов  $NF$  ( $p = 48$  при  $NF = 256$ ). Анализ спектров, приведенных на рис. 2а, б, говорит о том, что суммарно (70–80 %) энергии сигнала составляют первая и вторая гармоники (1 и 2 Гц).

Второй важный вопрос: как взаимосвязаны пульсовое, систолическое и диастолическое артериальное давления? Какая модель временного ряда точнее соответствует рассматриваемому случаю? На рис. 3 приведен пример совмещения этих двух процессов (сигналов). Обращает на себя внимание изменение амплитуды пульсового давления под влиянием САД и ДАД. Они не противоположны по фазе, как это бывает при обычной амплитудной модуляции, и, кроме того, эти изменения могут быть разными. Авторами ранее прово-

дильсь подобные исследования, отмечено наличие разностного ряда, сделан вывод о достаточно близких, но разных динамических характеристиках САД и ДАД [1. С. 25].

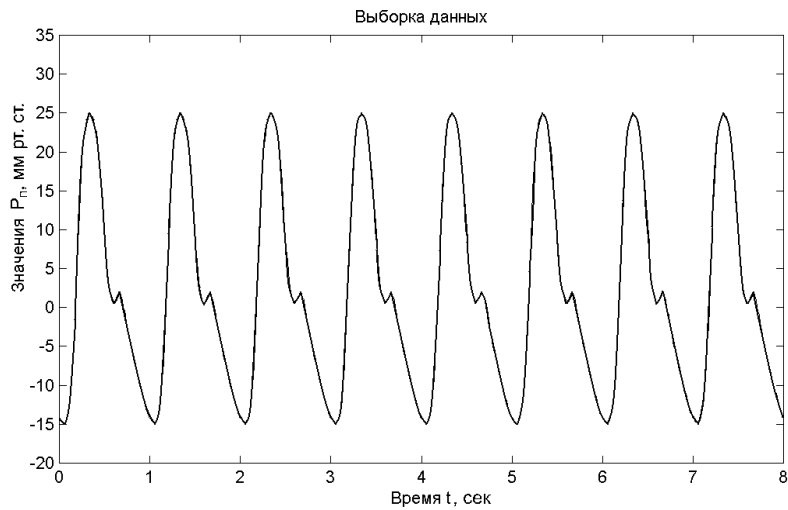


Рис. 1. Временной ряд на основе пульсового артериального давления

Таблица 1

**Численные значения ряда  
пульсового артериального давления  $P_{тн}(t)$ , мм рт. ст.**

-13.5	19	9	-2.5
-14	20.5	7.5	-3
-14.25	21.5	6	-3.5
-14.5	22.5	4.5	-4.5
-14.75	23.5	3.5	-5
-15	24	2.5	-5.5
-15	24.5	2	-6
-14.5	24.5	1.5	-6.5
-14.5	25	1	-7
-14	25	0.5	-7.5
-13.5	24.75	0.5	-8
-12.5	24.5	0.75	-8.5
-11.5	24.5	1	-9
-10	24	1.25	-9.5
-9	23.5	1.5	-10
-7	23	1.75	-10.5
-4.5	22.5	2	-11
-2.5	21.5	2	-11
0	20.5	1.5	-11.5
3	19	1.25	-12
6	17.5	1	-12.5
8.5	16	0	-13
12	14	-0.5	-13.5
15	12	-1	-13.75
17	10	-2	-14

Таблица 2

## Статистические характеристики ряда пульсового артериального давления

Количество точек	800
Минимальное значение	-15.00
Максимальное значение	25.00
Диапазон	40.00
Среднее значение	2.03
Стандартное отклонение (несмещенная оценка)	13.130913
Стандартное отклонение (центрированная оценка)	13.122704
Медиана	0.625
Момент порядка 1	0.0
Момент порядка 2	172.205350
Момент порядка 3	1028.407742
Момент порядка 4	56728.005302
Момент порядка 5	655050.302430
Средний квадрат	176.326250
Энтропия	Inf
Удельная энтропия	90.465710

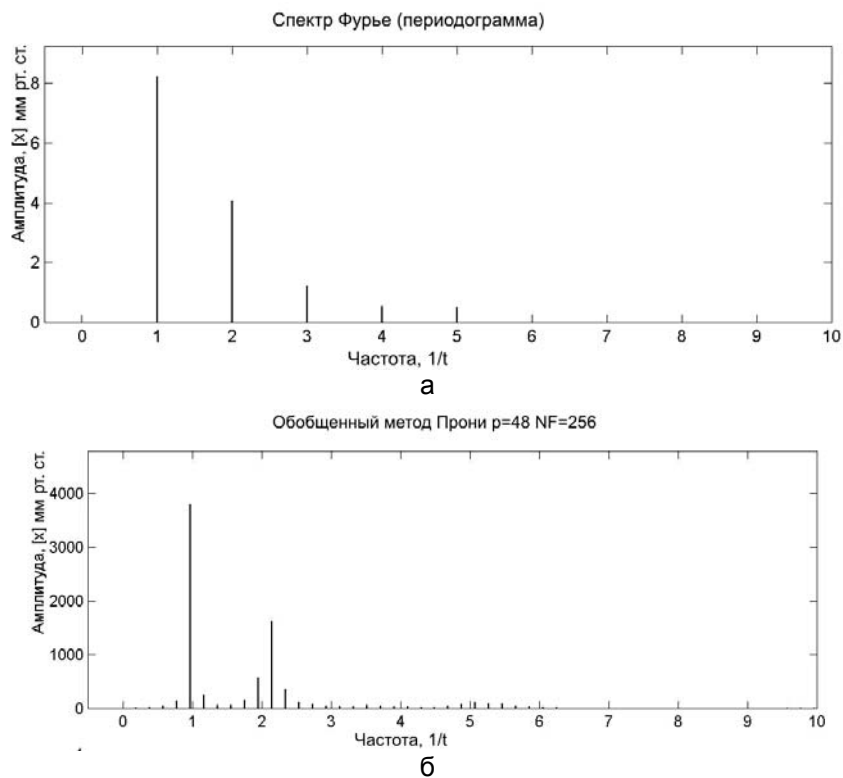
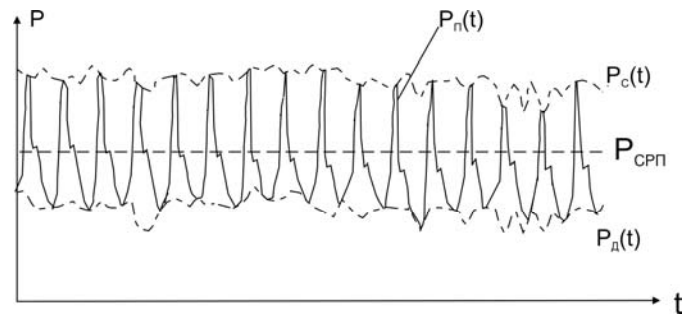


Рис. 2. Амплитудные спектры пульсового артериального давления:

а — по методу Фурье;  
б — по методу Прони, где  $NF$  — число отсчетов (данных) ряда,  $p$  — количество экспонент, причём  $NF > 2p$



**Рис. 3.** Совмещение пульсового давления и данных мониторинга систолического  $P_c(t)$  и диастолического  $P_d(t)$  артериального давления

Таким образом, достаточно обоснованно предположить, что при мониторинге пульсовое давление модулируется (меняется по амплитуде) в силу каких-то причин естественного характера и в связи с отклонениями от здорового состояния под действием САД и ДАД.

Для исследования такого временного ряда АД предлагаем использовать модель амплитудной полярной модуляции сигнала, в которой модулированным (несущей) будет пульсовое давление, а модулирующими — изменения САД ( $P_c$ ) или ДАД ( $P_d$ ) [4, 6].

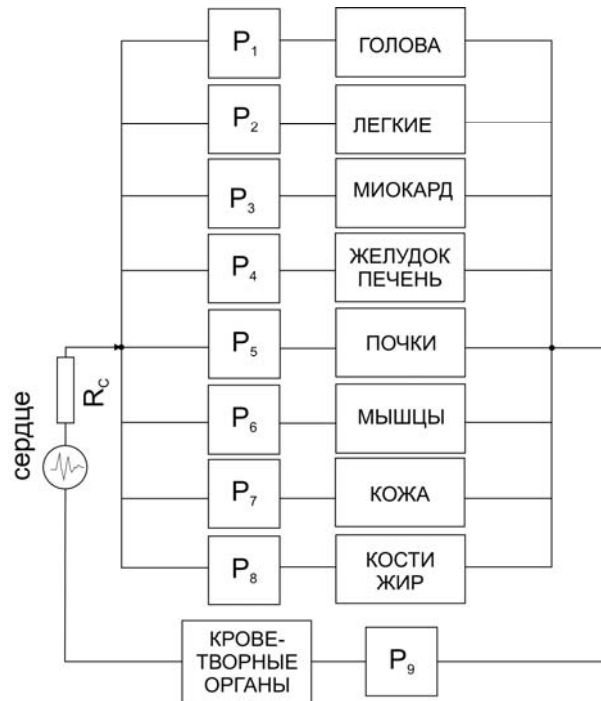
Прежде чем получить спектр модулированного сигнала, попытаемся обосновать эту модель с помощью анализа структурных моделей.

Функциональную схему сердечно-сосудистой системы человека [2] можно представить в виде формализованной модели (блок-схемы), в которой каждый орган получает от источника — сердца артериальную кровь через некие регуляторы  $P_{1-8}$  (рис. 4). В организме человека это механизм воздействия на питающие артериальные сосуды. Каждый орган формализуется некоторым нелинейным активным сопротивлением с разными значениями сопротивления, инерционностью и передаточной функцией.

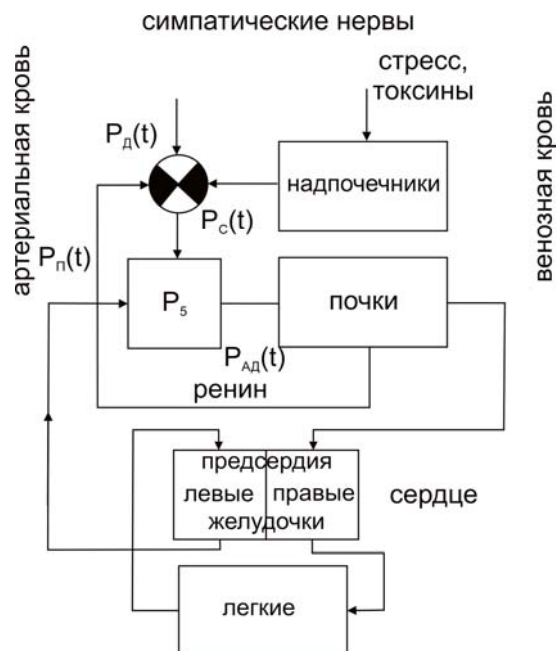
Выделим один из элементов этой блок-схемы: регулирование питания почек артериальной кровью (рис. 5). На схеме сердце представлено источником пульсационного давления со своим сопротивлением  $R_c$ , величина и характер которого определяют его потенциальные возможности. Известно, что при падении кровяного артериального давления почки вырабатывают ренин, который способствует образованию в конечном итоге ангиотензина-2 и вызывает сужение сосудов (у нас в регуляторе  $P_5$ ), повышая давление на входе. Кроме этого механизма есть общий для многих органов — реакция на стресс какой-либо природы или интоксикация. При этом раздражаются симпатические нервы, надпочечники выделяют адреналин, учащается работа сердца и повышается давление, в основном систолическое. Общим для всех органов является то, что с повышением тонуса симпатической нервной системы сужаются артерии и повышается давление, в большей степени диастолическое.

Существует и обратный механизм, когда парасимпатические нервы приводят к уменьшению частоты сердечных сокращений и понижению давления. Для дальнейшего анализа остановимся только на факторах, влияющих на изменение АД через симпатическую нервную систему.

Обратим внимание на то, что это влияние для почечного контура является внешним, т. е. исходящим от всего организма. Поэтому можно принять, что сумматор и регулятор  $P_5$  выполняют роль модулятора с двумя модулирующими параметрами  $P_c(t)$  и  $P_d(t)$ .



**Рис. 4.** Блок-схема сердечно-сосудистой системы человека:  $P_1$ – $P_8$  — соответствующие регуляторы поступления крови (артериальные кровеносные сосуды);  $P_9$  — регулятор венозного поступления крови



**Рис. 5.** Модель регулирования кровоснабжения почки

В статье Р. Д. Григоряна с соавт. [5] структура регулирования кровоснабжения почки практически та же, но более развернуты составляющие, влияющие на артериальное давление, и не обозначены контуры регулирования. Что представляет собой модулятор: только сопротивление почечных артерий, как у Р. Д. Григоряна, или более сложную структуру, вызывает отдельный интерес.

Для упрощения модели, основываясь на полученных выше спектрах, примем, что пульсовое давление содержит одну гармонику с периодом 1 с. Тогда можно записать:  $P_{II} = P_{II_m} \cos(\omega_1 t + \varphi_0)$ , где  $P_{II_m}$  — амплитуда пульсового давления без среднего  $P_{срII}$ ;  $\omega_1 = 1$  Гц и  $\varphi_0$  — частота и начальная фаза. За модулирующие сигналы примем  $P_C$  и  $P_D$ , причем в нашем случае они представляют собой сумму гармоник, т. е. некоторый центрированный случайный процесс, содержащий сумму цикличностей [1]:

$$P_C(t) = \sum_{n=1}^{N-1} P_{Cn} \cos(n\Omega + \Theta_{Cn}), \quad P_D(t) = \sum_{n=1}^{N-1} P_{Dn} \cos(n\Omega + \Theta_{Dn}), \quad (1)$$

где  $P_{Cn}$  и  $P_{Dn}$  — амплитуды,  $\Omega n$  — частоты,  $\Theta_n$  — фазы соответствующих гармоник.

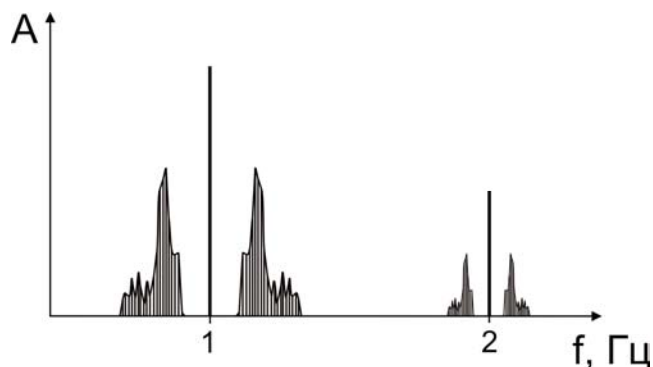
Тогда в целом модель изменения артериального давления будет иметь вид

$$\begin{aligned} P_{Ad}(t) &= P_{II_m} \left[ k_a \frac{P_C + P_D}{2} + \left( 1 + k_a \frac{P_C - P_D}{2} \right) \cos(\omega_1 t + \varphi_0) \right] = \\ &= P_{II_m} \left[ k_a \frac{\sum_n P_{Cn} \cos(n\Omega + \Theta_{Cn}) + \sum_n P_{Dn} \cos(n\Omega + \Theta_{Dn})}{2} \right] + \\ &+ P_{II_m} \left[ 1 + k_a \frac{\sum_n P_{Cn} \cos(n\Omega + \Theta_{Cn}) - \sum_n P_{Dn} \cos(n\Omega + \Theta_{Dn})}{2} \right] \cos(\omega_1 t + \varphi_0) = \\ &= P_{II_m} \cos(\omega_1 t + \varphi_0) + k_a \frac{\sum_n P_{Cn} \cos((\omega_1 + n\Omega)t + \varphi_0 + \Theta_{Cn})}{4} + \\ &+ k_a \frac{\sum_n P_{Cn} \cos((\omega_1 - n\Omega)t + \varphi_0 - \Theta_{Cn})}{4} + \\ &+ k_a \frac{\sum_n P_{Dn} \cos((\omega_1 + n\Omega)t + \varphi_0 + \Theta_{Dn})}{4} + \\ &+ k_a \frac{\sum_n P_{Dn} \cos((\omega_1 - n\Omega)t + \varphi_0 - \Theta_{Dn})}{4}, \end{aligned} \quad (2)$$

где  $k_a$  — коэффициент модуляции, равный  $k_a = \frac{P_{II_m}}{P_{срII}}$ ,  $\omega_1 = 1$  Гц.

Эти преобразования достаточно тривиальны, и их можно найти в любом учебнике. В данном случае важно было показать конечную формулу спектра такой модели, позволяющей построить итоговый частотный спектр, зная пульсовый и модулирующий и что спектр амплитудно-модулированного сигнала строится как симметричное отображение вокруг несущей модулирующего сигнала. Например, если считать несущей первую гармонику пульсационного

давления, т. е. с частотой 1 Гц, и в качестве спектра модулирующего сигнала принять спектр САД, то спектр модулированного сигнала будет выглядеть следующим образом (рис. 6).



**Рис. 6.** Спектр модулированного сигнала

Реальный спектр АД выглядит сложнее, так как несущая представляет собой сложный сигнал и состоит из нескольких гармоник. Кроме того, судя по формуле (2), спектры САД и ДАД равноправно располагаются относительно несущей, отличаясь только фазами.

Таким образом, при приближенном анализе спектра АД можно применять модель амплитудной модуляции с одной гармонической несущей с частотой 1 Гц. При более точном анализе модель получится сложнее, но механизм построения амплитудного спектра будет тем же.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Савельева Н. Ю., Жержова А. Ю., Сергейчик О. И., Васильева О. П. Спектральный анализ суточного мониторинга артериального давления // Вестн. кибернетики. — 2004. — Вып. 3. — С. 12–26.
2. Брин В. Б., Вартанян И. А., Данияров С. Б. и др. Основы физиологии человека. — СПб., 1994. — Т. 1. — 567 с.
3. Кей С. М., Марпл С. Л. Современные методы спектрального анализа: Обзор // ТИИЭР. — 1981, ноябрь. — Т. 69, № 11. — С. 5–51.
4. Федоров В. Модуляторы для стереовещания // Радиомир. — 2006. — № 6. — С. 36–39.
5. Григорян Р. Д., Атоев К. Л., Лиссов П. Н., Томин А. А. Программно-моделирующий комплекс для теоретических исследований взаимодействия физиологических систем человека // Проблемы программирования. — 2006. — № 1. — С. 79–92.
6. Селезнев В. Е., Алешин В. В., Клишин Г. С. Методы и технологии численного моделирования газопроводных систем / Под ред. В. Е. Селезнева. — М.: КомКнига, 2005. — 328 с.

*V. R. Tsibousky, S. A. Ilarionova, N. Yu. Savelyeva, O. I. Sergeychik*

#### *A NEW MODEL REGARDING CARDIOLOGICAL TIME SERIES OF ARTERIAL PRESSURE IN MAN'S CARDIOVASCULAR SYSTEM*

*The article suggests a new model regarding cardiological time series of arterial pressure using polar amplitude modulation with a modulated function in the form of pulse pressure, and a modulating function in the form of arterial pressure monitoring results. What is ob-*

*tained, being spectres and a model of pulse pressure, together with synthesis of summary spectre. The work gives a generalized functional scheme of the whole man's cardiovascular system as well as sceme of modulation illustrated with kidneys.*

***Model, arterial pressure, man, modulation.***