

**МИНОБРНАУКИ РОССИИ**  
Федеральное государственное бюджетное образовательное  
учреждение высшего образования  
**«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ  
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ  
Н.Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»**

Кафедра динамического моделирования и биомедицинской инженерии

**Статистическая модель сигнала RR-интервалов для изучения свойств  
спектральных оценок**

**АВТОРЕФЕРАТ МАГИСТЕРСКОЙ РАБОТЫ**

студентки 2 курса 2281 группы

направления 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии»  
код и наименование направления

институт физики

Гордиенко Ольга Андреевна

Научный руководитель

доцент, к.ф.-м.н.,

должность, уч. степень, уч. звание

06.06.2022

Е.И. Боровкова

инициалы, фамилия

Зав. кафедрой

д.ф.-м.н., доцент

должность, уч. степень, уч. звание

06.06.2022

А.С. Караваев

инициалы, фамилия

Саратов 2022

**Введение.** Спектральный анализ кардиоинтервалограмм (КИГ) - сигналов последовательностей интервалов между R-зубцами электрокардиограмм (ЭКГ) или волнами фотоплетизмограммы (ФПГ) - неинвазивный индекс, отражающий влияние модуляции ритма сердца со стороны контуров автономной регуляции кровообращения [1]. Распространенными количественными характеристиками этого сигнала являются индексы LF и HF. LF представляет собой спектральную плотность мощности в диапазоне частот 0.04-0.15 Гц, которую связывают с модуляцией со стороны симпатического звена автономной регуляции. HF-индекс - мощность в диапазоне 0.15-0.4 Гц связывают с активностью парасимпатического звена регуляции [1].

Снижение LF и HF индексов является доклиническим предиктором артериальной гипертензии [2], свидетельствуют об увеличении риска смерти у пожилых испытуемых [3] и пациентов после инфаркта миокарда [4]. Снижение вариабельности КИГ связано с увеличением риска развития патологий сердечно-сосудистой системы (ССС) у пациентов с сахарным диабетом [5-7] и людей без диагностированных патологий ССС [8- 11]. В работе [12] показана перспективность применения индексов для скрининга обструктивного апноэ вместо полисомнографии.

Регистрация кардиоинтервалограмм (КИГ) сигналов значительно упростилась в последние годы, благодаря широкому распространению умных часов, фитнес браслетов и других коммерческих носимых устройств, регистрирующих сигналы ФПГ [13].

Однако, несмотря на перспективы, спектральный анализ КИГ не применяется широко в прикладной медицине. Причиной является большая вариация значений индексов, обусловленная индивидуальными весом, возрастом, полом испытуемых, нестационарностью системы, циркадными ритмами и погрешностями методов оценки спектров мощности.

В масштабной работе [13] исследовались 24-часовые сигналы ФПГ 8 миллионов испытуемых, записанные устройствами компании «fitbit». В работе

было показано, что амплитуда циркадных колебаний LF и HF индексов составляет около 40% от среднего значения. У испытуемых в возрасте 60 лет средние значения LF индекса ниже на 66.5% у мужчин и на 69.3 % у женщин, значения HF индекса ниже на 82.0% и 80.9% соответственно. Однако, даже оценки LF и HF индексов, полученные для испытуемых в возрасте 20 лет в одно время, демонстрируют значительную дисперсию порядка 100% от среднего значения. Данный разброс во многом обусловлен индивидуальными особенностями испытуемых, в том числе весом, уровнем физической нагрузки и наличием заболеваний, но другим существенным фактором является погрешность метода оценивания спектра, как было отмечено в указанной работе.

Экспериментальное изучение погрешности метода почти невозможно из-за нестационарности системы, сложного спектрального состава, наличия шумов и ряда других факторов.

Поэтому целью данной работы является разработка имитационной математической модели КИГ, воспроизводящей спектральные характеристики реальных сигналов здоровых испытуемых и пациентов с патологиями сердечно-сосудистой системы, которую возможно использовать, как основу для исследования границ применимости методов спектрального анализа КИГ.

Для достижения поставленной цели в работе были определены следующие задачи:

- 1) Произвести обзор методов исследования состояния сердечно-сосудистой системы;
- 2) Произвести обзор методов спектрального оценивания RR;
- 3) Обзор результатов анализа здоровых и больных АГ;
- 4) Реализация статистической модели с заданной спектральной плотностью мощности в VLF, LF, HF;
- 5) Тестирование разработанных моделей и спектральный анализ их реализаций.

## Основное содержание работы.

Математическая модель сигнала КИГ для решения поставленных в работе цели и задач была построена в виде авторегрессионной (AR) модели, которая имеет общий вид:

$$X_t = \sum_{i=1}^p a_i X_{t-i} + \sigma_\varepsilon^2 \varepsilon_t \quad (1)$$

где  $p = 300$  – порядок модели,  $a_{1,\dots,i}$  или  $\bar{a}$  - вектор параметров AR модели,  $\varepsilon_t$  - белый шум с единичной дисперсией,  $\sigma_\varepsilon^2$  - дисперсия белого шума. Параметры AR модели выбирались таким образом, чтобы соответствовать спектральной плотности мощности эталонной КИГ, которая описывалась следующей формулой:

$$\begin{aligned} |S(f)|^2 &= \frac{\sigma_{VLF}^2}{\sqrt{2\pi c_{VLF}^2}} \exp\left(-\frac{(f-f_{VLF})^2}{2c_{VLF}^2}\right) + \frac{\sigma_{LF}^2}{\sqrt{2\pi c_{LF}^2}} \exp\left(-\frac{(f-f_{LF})^2}{2c_{LF}^2}\right) + \dots \\ &\dots + \frac{\sigma_{HF}^2}{\sqrt{2\pi c_{HF}^2}} \exp\left(-\frac{(f-f_{HF})^2}{2c_{HF}^2}\right) + \frac{1}{a_T f + b_T} \end{aligned} \quad (2)$$

где  $f_{VLF}, f_{LF}, f_{HF}$  - частота основных пиков в спектре,  $c_{VLF}, c_{LF}, c_{HF}$  - параметры определяющие ширину пиков,  $\sigma_{VLF}, \sigma_{LF}, \sigma_{HF}$  - параметры определяющие мощность пиков,  $a_T$  и  $b_T$  - параметры тренда, на который наложены основные пики КИГ. Параметры модели позволяют независимо осуществить подстройку мощности и формы каждого характерного спектрального пика КИГ под конкретный экспериментальный сигнал.

Чтобы получить параметры AR модели, соответствующей спектру вида (2.2) по спектру оценивалась автокорреляционная функция  $\psi(\tau)$ :

$$\psi(\tau) = \operatorname{Re} \left( \text{FT}^{-1} \left( |S(f)|^2 \right) \right) \quad (3)$$

где  $\tau$  – смещение в дискретных отсчетах времени,  $\text{FT}^{-1}$  – обратное преобразование Фурье. Для исследованных сигналов  $\psi(\tau)$  спадает до 0 при  $\tau \approx 75$  с. В работе использовался шаг интегрирования в 0.25 с, поэтому коэффициенты AR модели оценивались по первым 300 значениям  $\psi(\tau)$  с помощью классического метода Юла-Уокера [15-16], который сводится к решению следующей системы линейных уравнений:

$$\begin{bmatrix} \psi(0) & \psi(-1) & \psi(-2) \dots & \dots & \psi(1-p) \\ \psi(1) & \psi(0) & \psi(-1) \dots & \dots & \psi(2-p) \\ \dots & & & & \dots \\ \psi(p-1) & \dots & \dots & \psi(1) & \psi(0) & \psi(-1) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ \dots \\ a_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \psi(1) \\ \psi(2) \\ \dots \\ \psi(n) \end{bmatrix} \quad (4)$$

Если обозначить квадратную матрицу Тэплица в правой части системы как  $\bar{R}$ , а вектор в левой части системы (2.4) как  $\bar{r}$ , то вектор параметров AR модели  $\bar{a}$  можно найти из векторного произведения:

$$\bar{a} = \bar{R}^{-1} \times \bar{r} \quad (5)$$

Заключительным этапом был расчет эмпирических поправочных коэффициентов, который равнялись отношению спектральной плотности мощности эталонных сигналов и AR моделей (1). Сигналы AR моделей затем нормировались на данные коэффициенты. Необходимость поправочных коэффициентов обусловлена тем, что коэффициенты AR моделей оценивались только по первым  $n$  значениям автокорреляционных функций, что позволило сохранить форму спектра мощности, но не суммарную мощность.

Результирующие AR модели позволили обеспечить соответствие эталонным спектрам мощности здоровых людей и пациентов с артериальной

гипертензией с погрешностью менее 1% для LF и HF индексов.

Алгоритм оценки спектральных индексов по сигналам КИГ регламентирован общепринятыми методическими рекомендациями европейской ассоциации кардиологов [1]. Рекомендуется использовать временные ряды длительностью от 5 минут, в качестве метода оценки спектров применять непараметрических подходы (преобразование Фурье) или параметрический подход, основанный на построении AR-моделей. Порядок модели при этом рекомендуется выбирать в пределах 8-20. Перед расчетом спектров рекомендуется умножить временной ряд на оконную функцию, предпочтение отдается функциям Ханна, Хемминга и Бартлетта, также предлагается использовать следующие индексы:

- VLF - спектральная плотность мощности в диапазоне частот 0.003-0.04 Гц;
- LF - спектральная плотность мощности в диапазоне частот 0.04-0.15 Гц;
- HF - спектральная плотность мощности в диапазоне частот 0.15-0.4 Гц;
- Нормированные индексы LFn и HFn, где:

$$LFn = \frac{LF}{LF + HF} \quad (6)$$

и

$$HFn = \frac{HF}{LF + HF} \quad (7)$$

Однако при исследовании адекватности представленной модели было решено проводить спектральный анализ по значительно более продолжительным временными участкам длительностью в 100 часов, поскольку сигналы модели стационарны и такой подход обеспечит лучшую точность оценки индексов.

Расчет нормированных индексов LFn и HFn показался в данном исследовании избыточным, поскольку они однозначным образом

высчитываются из LF и HF индексов.

Адекватность модели исследовалась при моделировании спектров мощности КИГ здоровых людей и пациентов с артериальной гипертензией. Параметры AR моделей и дисперсии белых шумов подбирались для соответствия эталонным значениям VLF, LF и HF индексов, взятым из работы [14]. Для здорового человека:  $VLF_{norm} = 710 \text{ мс}^2$ ,  $LF_{norm} = 452 \text{ мс}^2$ ,  $HF_{norm} = 552 \text{ мс}^2$ . Для пациента с АГ:  $VLF_{hyp} = 571 \text{ мс}^2$ ,  $LF_{hyp} = 378 \text{ мс}^2$ ,  $HF_{hyp} = 419 \text{ мс}^2$ .

Значения параметров модели представлены в таблице 1. Эталонные модельные спектры мощности КИГ здорового человека и пациента с артериальной гипертензией представлены на рис. 1. Модели позволили воспроизвести эталонные значения спектральных индексов с погрешностью менее 1%, что проиллюстрировано количественным соответствием спектров AR моделей и эталонных спектров.

Таблица 1. Параметры моделей, воспроизводящих форму эталонных спектров мощности сигналов кардиоинтервалограмм здоровых испытуемых и пациентов с артериальной гипертензией

Параметры	$f_{VLF}$	$f_{LF}$	$f_{HF}$	$c_{VLF}$	$c_{LF}$	$c_{HF}$
Здоровый	0.05	0.1	0.3	0.011	0.022	0.042
АГс	0.05	0.1	0.3	0.011	0.022	0.042

Параметры	$\sigma_{VLF}^5$	$\sigma_{LF}$	$\sigma_{HF}$	$a_T$	$b_T$
Здоровый	0.158	0.078	0.097	4	592/df
АГс	0.135	0.063	0.075	4	592/df

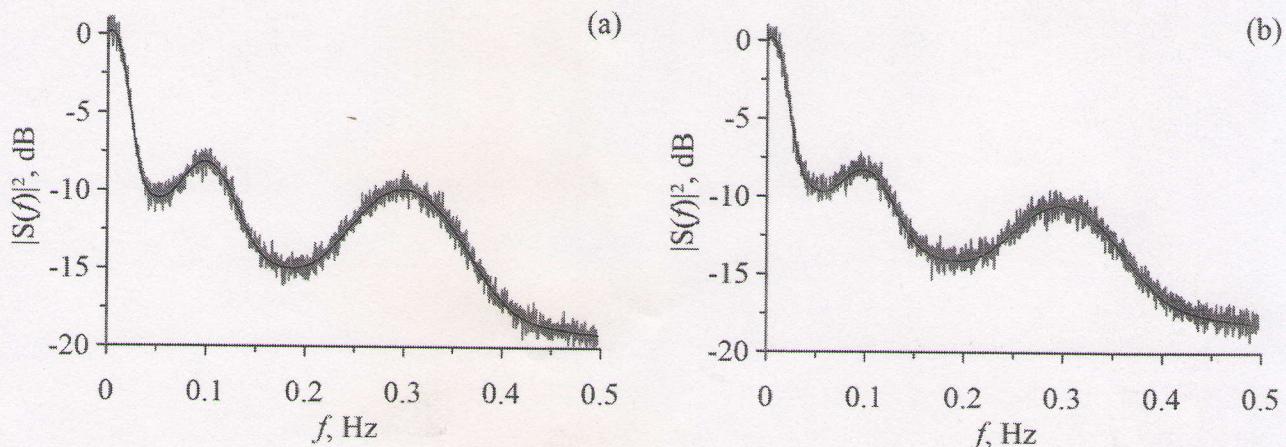


Рисунок 1. - Эталонные спектральные плотности мощности кардиоинтервалограмм здоровых испытуемых и пациентов с артериальной гипертонией и спектры полученных AR моделей. (а) – здоровые испытуемые, сплошная черная линия – эталонный спектр, зеленая линия – спектр AR модели. (б) – пациенты с артериальной гипертензией, сплошная черная линия – эталонный спектр, красная линия – спектр AR модели.

**Заключение.** Разработанная в ходе выполнения работы имитационная математическая авторегрессионная модель позволила качественно воспроизвести форму спектрального профиля экспериментальных кардиоинтервалограмм и количественно, с погрешностью менее 1%, воспроизвести значения спектральной плотности мощности в основных частотных диапазонах данного сигнала у здоровых людей и пациентов с артериальной гипертензией.

Разработанная модель может быть использована для исследования границ применимости методов спектрального анализа реальных сигналов кардиоинтервалограмм.