

УДК 57.087 + 62.1

## ИССЛЕДОВАНИЕ СВЯЗИ ВОЗРАСТА И ПАРАМЕТРОВ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ ЧЕЛОВЕКА

© 2011 г. Н.Ю. Михайлов<sup>1</sup>, Ю.О. Губарев<sup>2</sup>

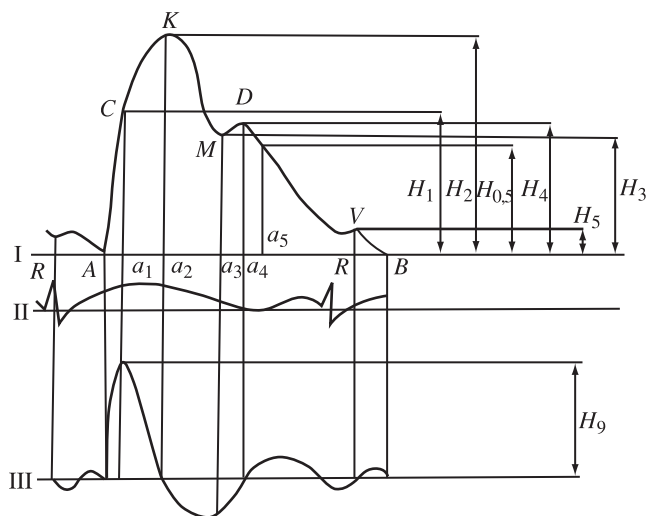
Исследована связь между вариабельностью гармоник в диапазоне 25–50 Гц сигнала пульсовой волны и длительностью ударов сердца при использовании алгоритма стандартизации при фазово-спектральном анализе. Произведена ее оценка с помощью модели сигнала пульсовой волны и экспериментальных данных. Даны рекомендации для частоты дискретизации регистрирующей системы сигнала пульсовой волны. В спектре Фурье отмечается отрицательная корреляционная связь между возрастом испытуемых и величиной коэффициента вариации гармоники с частотой 2,4 Гц, то есть с колебаниями формы пульсовой волны с периодом  $\sim 0,42$  с. Это позволяет применять коэффициенты вариации гармоник Фурье, например, для оценки формы пульсовой волны при разных заболеваниях сердечно-сосудистой системы. В перспективе на основе полученных результатов возможно построение классифицирующих функций и правил, позволяющих выявить нарушения в состоянии сосудов.

**Ключевые слова:** пульсовая волна, сердечно-сосудистая система, возраст, спектр Фурье, гармоники.

### ВВЕДЕНИЕ

В медицине существуют различные методы диагностики: цитологические, биохимические, инструментальные и многие другие. Наибольший интерес вызывают неинвазивные инструментальные методы, программно-аппаратные системы, регистрирующие физиологические сигналы. В частности, к ним относятся: электрокардиографы (ЭКГ), фотоплетизмографы (ФПГ), приборы для ультразвукового исследования различных органов человека, акселометрические датчики для анализа двигательной активности и многие другие. Среди физиологических сигналов выделяются сигналы, не имеющие строгой периодичности – квазипериодические (ЭКГ, ФПГ, пульсовая волна).

При этом актуально выделение отдельных квазипериодов, отвечающих за один удар сердца, и поиск их информативных параметров [1, 2]. Одними из наиболее простых и доступных сигналов для этой цели являются ЭКГ и пульсовая волна, зарегистрированная с помощью акустического датчика (рис. 1, 2), являющаяся при этом дифференциальной формой кривой давления. Авторы работ [2, 3] указывают на высокую значимость пульсовой волны (рис. 2), регистрируемой с помощью специализированных программно-аппаратных комплексов [4], в задачах медицинской диагностики [5, 6].

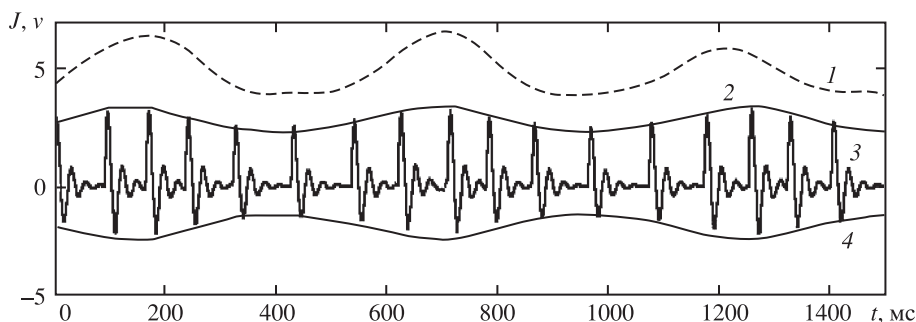


**Рис. 1.** Примеры одного квазипериода для сигналов ФПГ, ЭКГ и ДФПГ [1]. Информативные параметры и соотношение фаз ФПГ, ЭКГ и ДФПГ. I – объемная фотоплетизмограмма; II – электрокардиограмма; III – дифференциальная фотоплетизмограмма (ДФПГ)

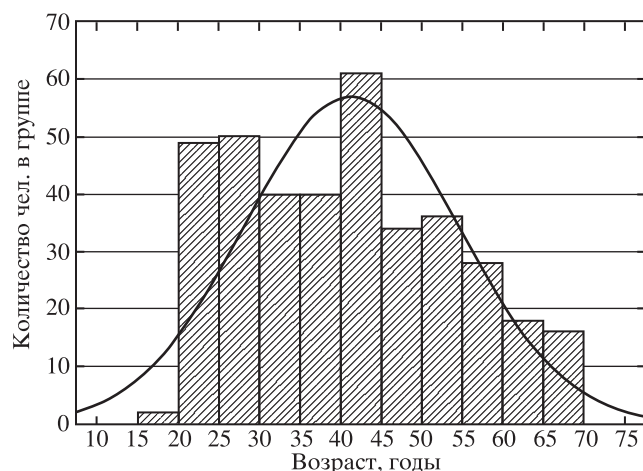
Условно получаемые параметры можно разделить по категориям: амплитудные, временные, статистические, частотные, амплитудно-временные и др. Их извлекают как из всего зарегистрированного сигнала, так и из отдельных его участков, например квазипериодов. В последнем случае возможно получение динамического ряда изменения того или иного параметра. Этот подход реализован в методе кардиоинтервалографии, дисперсионном картировании ЭКГ [7] и др. Наиболее актуаль-

<sup>1</sup> Южный научный центр Российской академии наук, 344006, Ростов-на-Дону, пр. Чехова, 41; e-mail: mnazar@yandex.ru

<sup>2</sup> Ростовский-на-Дону научно-исследовательский институт радиосвязи, 344038, Ростов-на-Дону, ул. Нансена, 130.



**Рис. 2.** Сигнал пульсовой волны человека, зарегистрированной с помощью акустического датчика пульса с частотой дискретизации 100 Гц. 1 – дыхательная волна (зарегистрированная синхронно с пульсовой волной), 2 – верхняя огибающая пульсовой волны, 3 – пульсовая волна, 4 – нижняя огибающая пульсовой волны



**Рис. 3.** Распределение испытуемых в выборке по возрастам (374 чел.)

ным является анализ сигнала пульсовой волны с точки зрения поиска информативных параметров для оценки возраста сосудистой системы – состояния стенок сосудов. Исходными данными в этом случае часто является форма пульсового сигнала (рис. 1, I и III). По мнению некоторых авторов, применяющих амплитудно-временные методы, именно особенности формы пульсового сигнала в значительной степени отражают состояние сосудов [3]. В данной работе обсуждаются особенности использования дискретного преобразования Фурье для исследования формы пульсовой волны и ее связи с возрастом человека.

#### МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В исследовании принимали участие 374 добровольца в возрасте 20–70 лет ( $41,2 \pm 13,1$ ) (рис. 3), из них 190 мужчин, 184 женщины. Сбор данных осуществлялся с помощью программно-аппаратного комплекса “Пульс-Антистресс Риски” [4] преимущественно утром до 10<sup>h</sup>00<sup>m</sup> натошак в рамках профилактического осмотра сотрудников крупно-

го предприятия. По результатам осмотра значимого количества сердечно-сосудистых заболеваний выявлено не было. В связи с этим можно предположить, что выборка состояла из условно здоровых людей, с точки зрения сердечно-сосудистых патологий.

Для регистрации пульсовой волны был использован акустический датчик с полосой пропускания 0,01–50 Гц, частотой дискретизации 100 Гц и 12-разрядным аналого-цифровым преобразователем. Аналоговые данные аппаратно дифференцировались. Сигнал регистрировался в течение 82 секунд таким образом, чтобы в сигнале отчетливо присутствовали все последовательно идущие квазипериоды волны давления (рис. 1, III), каждый из которых соответствует одному удару сердца. Таким образом, исходными данными для дальнейшего исследования являлись оцифрованные сигналы дифференциальной формы волны давления длительностью 82 секунды (рис. 2), зарегистрированные у добровольцев на поверхности кожи над лучевой артерией в области шиловидного отростка.

Для всех квазипериодов (рис. 2, 4) вычисляли спектр Фурье в диапазоне 1–50 Гц (рис. 4). Затем рассчитывали коэффициент вариации для каждого ряда, состоящего из значений гармоники спектра Фурье последовательных квазипериодов сигнала пульсовой волны в диапазоне 1–50 Гц с шагом 0,78125 Гц. При вычислении спектра использовались рекомендации по нормализации амплитуды квазипериодов, предложенные в работе [8]. Их применение позволяет избежать влияния качества установки датчика и снижения уровня сигнала при регистрации данных на гармоники спектра Фурье. В свою очередь существенное изменение амплитуды гармоники нормализованного сигнала может служить отдельным диагностическим показателем, например, указывающим на резонанс с одним из внутренних органов, “возраст” сердечно-сосудистой системы, состояние сосудов.

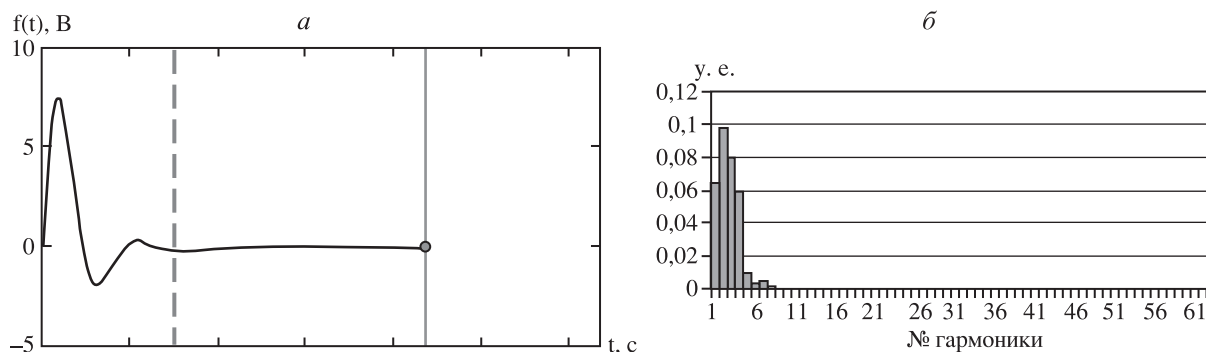


Рис. 4. График одного модельного квазипериода [9] (а); спектр Фурье одного модельного квазипериода пульсовой волны, содержащего 64 гармоники (1–50 Гц) (б)

#### ИССЛЕДОВАНИЕ ЧАСТОТНЫХ ПАРАМЕТРОВ

Ранее было отмечено, что амплитуды гармоник спектра (рис. 4б) могут меняться с течением времени при синусовой дыхательной аритмии [5] в диапазоне 1–12,5 Гц. Данная особенность была продемонстрирована с использованием математической модели пульсовой волны [9]. Этот факт был использован с целью диагностики. В работе [5] было показано, что величины коэффициентов вариации в диапазоне 1–12,5 Гц допускают разделение людей после регистрации и анализа сигнала пульсовой волны по двум категориям: здоров и болен. Данные классы определяются по параметрам лейкоцитарной формулы крови и основываются на теории адаптационных реакций Г. Селье (1936), Л.Х. Гаркави, Е.Б. Квакиной, М.А. Уколовой [10, 11]. Частоты 25–50 Гц не использовались для диагностики состояния здоровья, так как не давали значимых результатов.

С целью исследования влияния ритма сердца на характер изменения частотных параметров – коэффициентов вариации гармоник была применена математическая модель одного квазипериода сигнала пульсовой волны, модель гармонического осциллятора:

$$\begin{aligned} \ddot{x} + k_1 \cdot \dot{x} + k_2 \cdot x &= A(\Phi(t) - \Phi(t - T)), \\ x(0) &= x_0, \\ \dot{x}(0) &= x_1, \\ x(t) &= 0 \text{ при } t < 0, \end{aligned} \quad (1)$$

где  $\Phi(t)$  – вынуждающая импульсная сила, асимметричная единичная функция ( $T$  – время действия силы). Было получено аналитическое решение уравнения (1) и использовано для имитации участка сигнала пульсовой волны, содержащего  $N$  квазипериодов [9]:

$$x(t) = \sum_{i=0}^N \frac{A_i}{k_2} \left[ \Phi(t - \tau_i) - g_2(t - \tau_i) - \Phi(t - \tau_i - T_i) + g_2(t - \tau_i - T_i) \right] + g_3(t) + g_4(t), \quad (2)$$

где

$$g_2(t) = \frac{2\sqrt{k_2}}{\sqrt{4k_2 - k_1^2}} e^{\frac{k_1}{2}t} \sin(\sqrt{4k_2 - k_1^2}t + \arctg \frac{\sqrt{4k_2 - k_1^2}}{k_1}),$$

$$g_3(t) = x_0 g_2(t),$$

$$g_4(t) = \frac{2x_1}{\sqrt{4k_2 - k_1^2}} e^{\frac{k_1}{2}t} \sin \sqrt{4k_2 - k_1^2}t,$$

$$\tau_i = \sum_{j=0}^i (\xi_j + y_j), \text{ где } \xi_j \in N(\mu, \sigma),$$

$$y_i = \sum_{k=1}^m \left[ c_k \cos\left(\frac{2\pi k}{N}i\right) + d_k \sin\left(\frac{2\pi k}{N}i\right) \right], \quad m < \frac{N}{2}.$$

Был построен ряд длительностей квазипериодов (ритмограмма, рис. 5), взятых из экспериментально полученного сигнала пульсовой волны. Данный ряд был использован в (2) для построения модельного сигнала пульсовой волны. Аналогичный подход был применен и для равномерного распределения длительностей ударов сердца в диапазоне 0,9–1,1 с (рис. 5а). Результаты расчета коэффициентов вариации для трех случаев представлены на рисунке 6.

Выявлено характерное увеличение коэффициентов вариации на частотах 33–43 Гц (44-я–54-я гармоники спектра Фурье на рис. 6) независимо от вида распределения длительностей квазипериодов (ритма сердца) и исходной формы сигнала. Это означает, что при 120 ударах сердца в минуту минимальная частота, на которую не будет влиять длительность удара сердца, составит 25 Гц. Можно утверждать, что использование алгоритма стандартизации при фазово-спектральном анализе квазипериодов сигнала пульсовой волны оказывает влияние на исследуемый частотный диапазон 25–50 Гц.

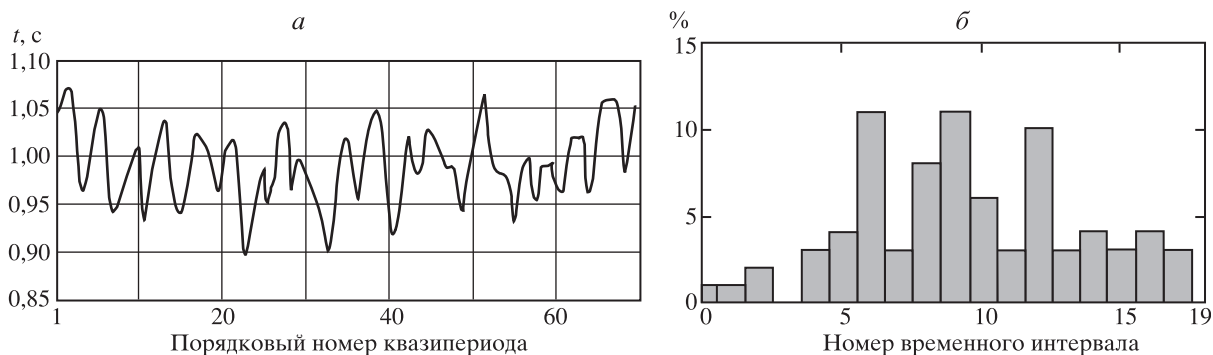


Рис. 5. Ряд длительностей интервалов (а) и гистограмма частот их встречаемости (б)

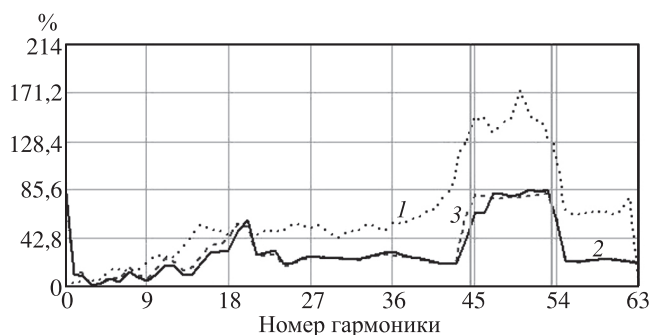


Рис. 6. Графики коэффициентов вариации с использованием модельного и экспериментального усредненных квазипериодов: 1 – при распределении длительностей экспериментального квазипериода с использованием данных, представленных на рис. 5; 2 – при распределении длительностей модельного квазипериода (рис. 4а) с использованием данных, представленных на рис. 5; 3 – при равномерном распределении длительностей для модельного квазипериода (вертикальные прямые в 44-й и 54-й гармонике (~33 и ~43 Гц) – половина от минимального и максимального значения длительности удара сердца для модельного квазипериода пульсовой волны соответственно (рис. 5а))

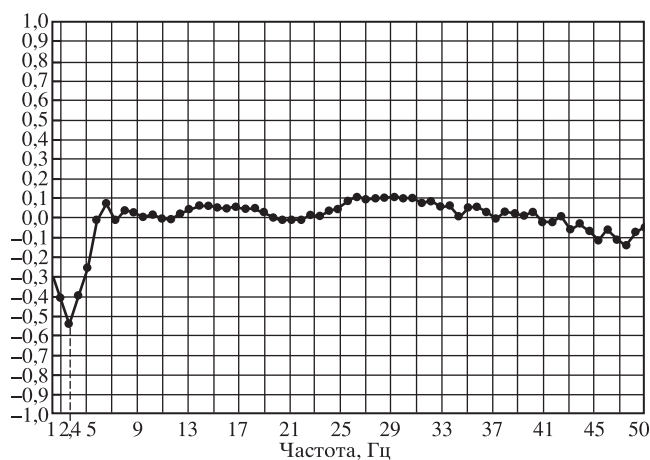


Рис. 7. График зависимости коэффициентов вариации гармоник от возраста в выборке, состоящей из 374 чел. (190 муж., 184 жен.). По оси ординат отложена величина коэффициента корреляции ( $p < 0,05$ ) между возрастом испытуемого и коэффициентом вариации гармоники его пульсовой волны, зарегистрированной за 82 с [8]

Данный факт необходимо учитывать при решении медико-биологических задач диагностики состояния здоровья человека для построения классифицирующих алгоритмов (как линейных, так и нейросетевых). Таким образом, повышается значимость способов нормировки формы пульсового сигнала и учета особенностей влияния ритма сердца на исследуемые частотные показатели.

#### ИССЛЕДОВАНИЕ СВЯЗИ ВОЗРАСТА И ЧАСТОТНЫХ ПАРАМЕТРОВ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ

Одним из ключевых вопросов, касающихся трактовки результатов с использованием гармоник спектра Фурье, является их биологический и физиологический смысл. Основная масса работ посвящена исследованию пульсовой волны, её квазипериодов амплитудными и амплитудно-временными методами [2, 3, 6, 12]. В работе [12] показана важность оценки формы пульсового сигнала, полученного оптическим способом (рис. 1, I). Было выделено четыре основных группы форм. Указывалось и на связь формы сигнала, возраста и некоторых заболеваний, отражающихся на состоянии коронарных сосудов. В данной работе исследовались коэффициенты вариации гармоник спектра Фурье, то есть изменчивость формы пульсовой волны во время регистрации в качестве безразмерных и нормированных величин. Следует отметить, что применение такого подхода позволяет исключить влияние как методики регистрации исходного пульсового сигнала, так и особенностей регистрирующего оборудования.

Полученные данные свидетельствуют, что величина коэффициента вариации гармоники с частотой 2,4 Гц статистически значимо ( $r = 0,55$ ,  $p < 0,05$ ) связана с возрастом испытуемых (рис. 7). Можно сказать, что вариабельность колебаний в форме сигнала с периодом ~0,42 с с возрастом уменьшается. Результаты имитации сигнала пульсовой

волны показали (рис. 6), что в частотной области до 25 Гц длительность удара сердца не оказывает значимого влияния на величины коэффициентов вариации гармоник. Таким образом, данные о наличии линейной корреляционной связи с возрастом испытуемых являются достоверными.

### ВЫВОДЫ

Была исследована связь между вариабельностью гармоник в диапазоне 25–50 Гц и длительностью квазипериодов пульсовой волны при использовании алгоритма стандартизации при фазово-спектральном анализе. Произведена оценка результатов с помощью модели сигнала пульсовой волны и экспериментальных данных. Отмечено, что указанный диапазон 25–50 Гц может быть использован с целью диагностики при увеличении частоты дискретизации датчика с 100 Гц до более высокой частоты. Величина частоты дискретизации регистрирующей системы должна определяться исходя из решаемых медицинских задач и требуемого уровня детализации частотного диапазона в сигнале пульсовой волны. В спектре Фурье отмечена отрицательная корреляционная связь между возрастом испытуемых и величиной коэффициента вариации гармоники с частотой 2,4 Гц, отвечающей за колебания формы пульсовой волны периодичностью ~0,42 с. Данный факт позволяет применять коэффициенты вариации гармоник Фурье для решения медико-биологических задач, например для оценки формы сигнала пульсовой волны при разных заболеваниях сердечно-сосудистой системы. Относительно невысокие значения коэффициента корреляции могут быть объяснены наличием у добровольцев не диагностированных ранее сердечно-сосудистых заболеваний, нарушениями в состоянии сосудов и другими факторами, которые могли оказать существенное влияние на его величину. Формирование соответствующих групп при дальнейшем исследовании позволит уточнить данные о связи с возрастом. В перспективе на основе полученных результатов возможно построение классифицирующих функций и правил, позволяющих выявить нарушения в состоянии сосудов.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Пульсовая диагностика тибетской медицины. Новосибирск: Наука, 1988. 136 с.

2. Дорофеюк Ю.А., Десова А.А., Дорофеюк А.А. Измерение, преобразование и обработка квазипериодического сигнала лучевой артерии в задачах диагностики // Состояние и проблемы измерений: Сб. материалов 10-й Всерос. науч.-техн. конф. М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2008. С. 159–161.
3. Zahedi E., Chellappan K., Ali M.A.I.M. and Singh H. Analysis of the Effect of Ageing on Rising Edge Characteristics of the Photoplethysmogram using a Modified Windkessel Model // Cardiovascular Engineering. 2007. Vol. 7. № 4. P. 172–181.
4. Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н., Пляка П.С. Оценка групп риска по состоянию адаптационных возможностей человека (Пульс-Антистресс Риск): Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ № 2010610702 от 20.01.2010. М.: Федеральная служба по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам, 2010.
5. Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н., Шепелев И.Е., Пляка П.С. Высокочастотные колебания в сигнале пульсовой волны и их связь с адаптационными реакциями // Биофизика. 2008. Т. 53. Вып. 3. С. 482–487.
6. Дорофеюк А.А., Десова А.А., Гучук В.В., Дорофеюк Ю.А. Измерение, преобразование и обработка пульсового сигнала лучевой артерии в задачах медицинской диагностики // Мир измерений. 2009. № 1. С. 4–10.
7. Сула А.С., Рябыкина Г.В., Гришин В.Г. Дисперсионное картирование – новый метод анализа ЭКГ. Биофизические основы электродинамической модели биогенератора сердца // Кардиологический вестник. 2007. Т. 2. № 1. С. 49–56.
8. Маценко А.И., Михайлов Н.Ю., Стрюков С.Г. Стандартизация пульсограмм при фазово-спектральном анализе // Новые медицинские технологии: Тез. 1-го международного конгресса. СПб., 2001. С. 18–20.
9. Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н. Математическая модель пульсовой волны // Известия высших учебных заведений. Северо-Кавказский регион. Естественные науки. Приложение. 2003. № 6. С. 3–9.
10. Гаркави Л.Х., Уколова М.А., Квакина Е.Б. Закономерность развития качественно отличающихся общих неспецифических адаптационных реакций организма. Диплом на открытие № 158 // Открытия СССР. М., 1975. № 3.
11. Жукова Г.В., Гаркави Л.Х., Михайлов Н.Ю., Евстратова О.Ф., Маценко Н.М., Толмачев Г.Н., Бартенева Т.А., Логинова Л.Н. Об информативности некоторых гистохимических, цитологических и биоритмических показателей для оценки изменения функционального состояния организма // Вестник Южного научного центра. 2010. Т. 6. № 3. С. 49–59.
12. Millasseau S.C., Ritter J.M., Takazawa K, Chowien-czyk P.J. Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger // J. Hypertens. 2006. 24. P. 1449–1456.

## RESEARCH OF THE PULSE WAVE PARAMETERS AND THEIR RELATION TO A HUMAN AGE

**N.Yu. Mikhailov, Yu.O. Gubarev**

An application of a pulse wave normalization method for a phase-spectra analysis is described in the paper. By using a model and the experimental data the correlation between pulse wave segments duration and its harmonics variations in the frequency range 25–50 Hz has been studied. Ascertained that 2.4 Hz frequency is related to the human age. Proposed are frequency discretization recommendations for the data acquisition system. The analysis of the 374 human's pulse wave indicates cardiovascular diagnostic and prognostic advantage of the pulse wave spectral characteristics.

**Key words:** pulse wave, cardiovascular system, age, Fourier spectra, harmonics.

## REFERENCES

1. Logvinov V.S. 1988. *Pul'sovaya diagnostika tibetskoy meditsiny*. [Pulse diagnostics of Tibetan medicine]. Novosibirsk, Nauka: 136 p. (In Russian).
2. Dorofeyuk Yu.A., Desova A.A., Dorofeyuk A.A. 2008. [Measurement, transformation and processing of a quasi-periodic signal of the radial artery in the diagnostics]. In: *Sostoyanie i problemy izmereniy. Sbornik materialov 10-y Vserossiyskoy nauchno-tekhnicheskoy konferentsii*. [State and problems of measurements: Proceedings of the 10<sup>th</sup> All-Russian Scientific and Technical Conference]. Moscow, BMSTU Publishers: 159–161. (In Russian).
3. Zahedi E., Chellappan K., Ali M.A.I.M., Singh H. 2007. Analysis of the Effect of Ageing on Rising Edge Characteristics of the Photoplethysmogram using a Modified Windkessel Model. *Cardiovascular Engineering*. 7(4): 172–181.
4. Mikhaylov N.Yu., Tolmachev G.N., Plyaka P.S. 2010. *Otsenka grupp riska po sostoyaniyu adaptatsionnykh vozmozhnostey cheloveka (Pul's-Antistress Riski)*. [Assessment of the risk groups by the state of adaptive capabilities of a man (Pulse-Antistress Risks)]. Certificate of official registration for PC software № 2010610702 on 20.01.2010. (In Russian).
5. Mikhaylov N.Yu., Tolmachev G.N., Shepelev I.E., Plyaka P.S. 2008. [High-frequency vibrations in the pulse wave signal and their relation to the adaptation reactions]. *Biofizika*. 53(3): 482–487. (In Russian).
6. Dorofeyuk A.A., Desova A.A., Guchuk V.V., Dorofeyuk Yu.A. 2009. [Measurement, transformation and processing of radial artery pulse signal in medical diagnostics problems]. *Mir izmereniy*. (1): 4–10. (In Russian).
7. Sula A.S., Ryabykina G.V., Grishin V.G. 2007. [Dispersion mapping is a new method for ECG analysis. Biophysical bases of an electrodynamic model for cardiac biogenerator]. *Kardiologicheskiy vestnik*. 2(1): 49–56. (In Russian).
8. Mashchenko A.I., Mikhaylov N.Yu., Stryukov S.G. 2001. [Standardization of pulsograms under phase spectral analysis]. In: *Novye meditsinskie tekhnologii. Tezisy I-go mezhdunarodnogo kongressa*. [New medical technologies: Abstracts of the 1st International Congress]. St. Petersburg, IAI RAS Publishing: 18–20. (In Russian).
9. Mikhaylov N.Yu., Tolmachev G.N. 2003. [Mathematical model of the pulse wave]. *Izvestiya vuzov. Severo-kavkazskiy region*. (6): 3–9. (In Russian).
10. Garkavi L.H., Ukolova M.A., Kvakina E.B. 1975. [The pattern of development for qualitatively different general nonspecific adaptive reactions of the organism. Diploma on discovery No. 158]. *Otkrytiya SSSR*. (3): 56–61. (In Russian).
11. Zhukova G.V., Garkavi L.Kh., Mikhailov N.Yu., Evstratova O.F., Mashchenko N.M., Tolmachev G.N., Barteneva T.A., Loginova L.N. 2010. [About information significance of some cytological, histochemical and biorythmic characteristics for estimation of changes in functional state]. *Vestnik Yuzhnogo nauchnogo tsentra*. 6(3): 49–59. (In Russian).
12. Millasseau S.C., Ritter J.M., Takazawa K, Chowienczyk P.J. 2006. Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger. *Journal of Hypertension*. 24: 1449–1456.