



А. СТАНКУС, В. СТАНКУС, О.Г. КИСЕЛЕВА, Г. ВАРОНЕЦКАС<sup>1</sup>

УДК 537.86

**ВЫДЕЛЕНИЕ ЧАСТОТНЫХ ПОЛОС  
ПРЕОБРАЗОВАНИЕМ ГИЛЬБЕРТА–ХУАНГА  
СУТОЧНОЙ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ  
СЕРДЕЧНОГО РИТМА**

**Аннотация.** Рассмотрена методика, основанная на преобразовании Гильберта–Хуанга, для улучшения оценки variability сердечного ритма. Исследованы RR-интервалы суточного ритма, которые предварительно обрабатывались методом интерполяции и повторной дискретизации. С помощью последовательных операций в сердечном ритме выделены эмпирические моды, показывающие, что в диапазоне высоких и низких частот имеются дополнительные модулирующие влияния на сердечный ритм.

**Ключевые слова:** преобразование Гильберта–Хуанга, эмпирическая модовая декомпозиция, внутренние модовые функции, variability сердечного ритма.

**ВВЕДЕНИЕ**

Изменчивость регуляции сердечного ритма (СР) вызывается многочисленными внутренними и внешними факторами. Классическим методом оценки variability СР (ВРС) является анализ на основе математически обоснованного применения его спектрального разложения на четкие условные трех-, четырехчастотные полосы. По мере увеличения времени анализа возрастает точность оценки спектральных составляющих и выявляется все большее количество физиологически значимых полос. Наиболее высокочастотный компонент variability СР от 0,15 до 0,4 Гц вызывается влиянием дыхания, более низкий от 0,04 до 0,15 Гц — имеет барорефлекторное происхождение, а низкочастотный от 0,003 до 0,04 Гц — определяется, скорее, метаболическими нестационарными влияниями на СР. При анализе суточного мониторинга СР выявилась ультранизкая ( $\leq 0,003$  Гц) полоса частот. Много дискуссий вызывает низкая полоса частот [1, 2], оценка которых проводится в единицах дисперсии или среднеквадратичного отклонения исследуемого временного ряда. Большинство исследователей при определении ВРС пользуются методическим документом [3].

Известно, что в процессе физической и умственной деятельности человека различные факторы могут вызвать изменения частоты и глубины дыхания, артериального давления и обмена веществ, что не всегда явно отражается в ВРС. Однако принятые методы анализа соотносят многие изменения СР с указанными

<sup>1</sup> Данная работа частично поддержана следующими грантами и организациями: European Social Fund Agency grants for national projects “Lithuania maritime and environmental technology research development” (Nb.VP1-3.1-MES-08-K-01-019), Research Council of Lithuania project No. TAP-LU-02/2012, European Social Fund Agency grant for national project “Lithuanian Maritime Sector’s Technologies and Environmental Research Development” (Nb.VP1-3.1-PMM-08-K-01-019), а также Государственным агентством по вопросам науки, инноваций и информатизации Украины в рамках украинско-литовского научно-технического сотрудничества (N. M/326-2013, N.gov.reg. 0113U005547).

© А. Станкус, В. Станкус, О.Г. Киселева, Г. Варонцкас, 2014

выше полосами частот и тем самым нивелируют тонкость частотных изменений. Предположим, что для выделения более тонких частотных составляющих в СР и их изменений в течение суток, включая ночной сон, можно применить эмпирическую модовую декомпозицию (empirical mode decomposition, EMD) с последующим преобразованием Гильберта.

Впервые EMD представили N. Huang и др. в [4] и применили как промежуточный шаг в вычислении мгновенной частоты преобразованием Гильберта [5]. Дальнейшее развитие метода для многих процессов, в том числе и СР, приведено в [6–8].

Цель настоящей работы — определить степень различия высокочастотных эмпирических мод в суточной последовательности СР.

#### МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

**Предварительная обработка СР.** Холтеровский мониторинг сердца в течение суток проводился у 29 здоровых лиц. С непрерывно зарегистрированных ЭКГ-комплексов, которые были дискретизированы с периодом 2 мс, программными средствами идентифицирован момент времени появления зубца R на ЭКГ-сигнале. Полученный временной ряд RR-интервалов после удаления артефактов редискретизировали с периодом 0,5 с, нормировали и выполнили дальнейшие вычисления с помощью сертифицированного программного пакета NI LabVIEW-2012 (США). Отметим, что длина обрабатываемых временных рядов достигала 147000 RR-интервалов.

**Эмпирическая модовая декомпозиция.** В настоящее время алгоритм EMD не имеет аналитической формулировки и строгого математического стандарта для принятия решений. Однако с помощью итераций EMD адаптивно к процессу преобразует его в прогрессию внутренних или встроенных модовых функций (intrinsic mode function, IMF) и функцию тренда через процессы нахождения огибающей и фазы отсеивания. Нестационарные и нелинейные временные ряды EMD разделяет на высокочастотную переменную часть процесса, которая становится одной из IMF, и медленную переменную часть — остаток [4]. Последние являются входными данными для дальнейшей фазы выделения последующих различных по частоте IMF.

Для выделения высоких частот, оценивания динамики дисперсии и частоты в процессе вычисления EMD осуществлялась следующим образом.

**Шаг 1.** Для всего временного ряда RR-интервалов  $x(t)$  с помощью первой производной определялись все локальные экстремумы.

**Шаг 2.** Все максимумы и минимумы независимо интерполировались сплайнами, построенными из кубических полиномов с использованием эрмитовой интерполяции (hermite interpolation), вследствие чего сформировались две огибающие: верхняя  $u(t)$  и нижняя  $l(t)$ .

**Шаг 3.** Вычислялось среднее значение полученных огибающих кривых

$$m(t) = [u(t) + l(t)] / 2.$$

**Шаг 4.** Определялась промежуточная IMF  $h(t)$  вычислением разности между данными  $x(t)$  и средним значением  $m(t)$ :

$$h(t) = x(t) - m(t).$$

**Шаг 5.** Оценивалось среднее квадратичное отклонение (standard deviation, SD) промежуточной IMF.

**Шаг 6.** Вычислялась спектральная плотность IMF определением в ней центральной частоты и ее SD.

**Шаг 7.** Над промежуточной IMF  $h(t)$  многократно (до 25 раз) повторялись шаги 1–6.

**Шаг 8.** Промежуточная IMF принималась как IMF-компонента  $c(t)$ .

**Шаг 9.** Шаги 1–8 повторялись на остатке  $r(t) = x(t) - c(t)$ , где остаток  $r(t)$  принимался как новый временной ряд  $x(t)$ .

Операция должна заканчиваться, когда остаток содержит не больше, чем один экстремум. Однако в соответствии с целью настоящей работы алгоритм завершен на шестом шаге.

**Преобразование Гильберта.** Гильбертов спектр получен в виде временного ряда мгновенного значения амплитуды и мгновенной частоты от каждой IMF-компоненты  $c(t)$  с помощью следующих операций.

**Шаг 1.** Выполнение быстрого прямого преобразования Фурье  $c(t)$  с получением  $C(f)$ .

**Шаг 2.** Определение  $Z(f)$  при  $Z(0) = C(0)$ ,  $Z(f) = 2 \times C(f)$  для всех  $f > 0$  и  $Z(f) = 0$  для  $f < 0$ .

**Шаг 3.** Выполнение обратного преобразования Фурье  $Z(f)$  с получением временного ряда из комплексных величин  $z(t) = c(t) + jc(t)$ .

**Шаг 4.** Определение огибающей  $A(t)$  сигнала  $c(t)$  при  $z(t) = A(t)e^{j\Theta(t)}$ :

$$A(t) = \sqrt{[c^2(t) + jc^2(t)]}.$$

**Шаг 5.** Вычисление фазы  $\Theta(t)$ : ее разворот и устранение в ней «спайковых» значений

$$\Theta(t) = \tan^{-1} \left[ \frac{jc(t)}{c(t)} \right] = 2\pi f_0 t.$$

**Шаг 6.** Определение мгновенной частоты  $f_0$  сигнала  $c(t)$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi} \frac{d\Theta(t)}{dt}.$$

**Шаг 7.** Вычисление средней величины и SD мгновенной частоты в каждой IMF-компоненте.

#### РЕЗУЛЬТАТЫ ПРОВЕДЕННЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

В анализе ВСП важна оценка среднеквадратического отклонения или дисперсии СР вдоль частотной оси, т.е. определение того, какая часть изменчивости СР принадлежит той или иной частоте. Суточная последовательность СР по сравнению с короткими периодами наблюдения имеет многократно большую дисперсию. Основная ее часть распределяется в медленных и очень медленных колебаниях, которые зависят от более сильных влияний различных факторов на организм человека. Поэтому в данной работе основной акцент сделан не на применении известных и используемых критериев остановки процесса отсеивания, а на исследовании изменений варибельности и частоты в этом процессе. При этом особое внимание уделено изменениям в полосе частот, в которых проявляется влияние дыхания и изменение артериального кровяного давления. Однако удовлетворительные критерии остановки процесса итераций отсутствуют, поэтому их продолжение не являлось целью данной работы.

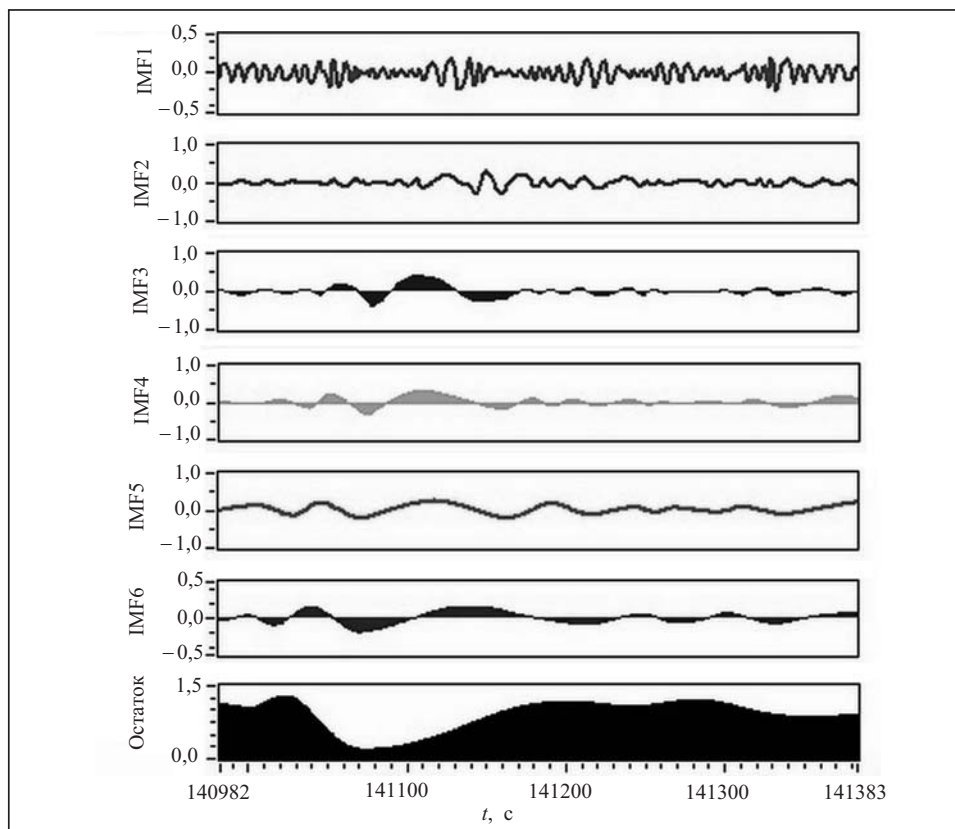


Рис. 1. Графики выделенных IMF-компонент и остаток за период 200 с

**EMD суточной записи СР.** Общий графический вид всех IMF и остатка в одном из исследуемых кардиосигналов за временной период 200 с представлен на рис. 1. Из рисунка видно, что по мере отсеивания происходит вычленение более высоких частот, а в остатке остаются более медленные IMF. Точность разложения на отдельные временные ряды подтвердила полное совпадение первоначального временного ряда RR-интервалов с суммой всех IMF и остатка.

Однако подобная сумма получится во всех случаях: при малом и большом числе итераций, а также в каждой фазе нахождения IMF. Главное, чтобы оценка variability каждой IMF в отдельности была правильной. Рассмотрим этот вопрос подробнее.

**Изменение variability промежуточных IMF в процессе итераций.**

Ранее было определено, что после каждой итерации IMF, имеющей самую высокую частоту, происходит уменьшение SD в промежуточных IMF, т.е. уменьшается средняя амплитуда волн в каждой последующей итерации. Отметим, что SD в IMF измерялась относительно первоначального нормированного СР при  $SD = 1,0$ . Аппроксимация этих изменений показала, что уменьшение амплитуды всегда носило экспоненциальный характер (рис. 2). Скорость спуска кривой определялась величиной демпфирования, которая находилась в диапазоне от  $-0,3$  до  $-0,8$ . На рис. 2 для конкретного временного ряда кардиоинтервалов она равна  $-0,426$ . Видно, что после восьмой итерации уменьшение variability в IMF1 почти не происходит и дальнейшее продолжение итераций не имеет смысла. Аналогичный феномен отмечался и во второй фазе итераций при получении IMF2, и в последующих. Более детальный анализ показал, что на каждой фазе выделения IMF происхо-

дило замедление процесса от величины  $-0,476 \pm 0,157$  до  $-0,293 \pm 0,062$ .

Согласно результатам анализа при исследовании вариабельности в каждой моде необходимо выполнить достаточное количество итераций. Хорошим критерием прекращения итераций может являться достижение отношения  $SD_n / SD_{n-1}$  в пределе 99 %. Потерю одного процента вариабельности можно считать порогом точности вычислений каждой IMF. В приведенном примере эта величина была достигнута на восьмой итерации. Среднее количество итераций в группе обследованных здоровых лиц при достижении точности 99 % равно  $11,7 \pm 3,83$ , а при 95 % — равно  $3,8 \pm 1,1$ . Количество итераций, необходимое для достижения 99 % точности на каждой фазе выделения IMF, не было постоянным. Если в первой высокочастотной фазе их число составляло  $6,8 \pm 2,2$ , то в последующих фазах оно увеличилось до  $14,3 \pm 3,6$ . Таким образом, точность в каждом отдельном случае достигается различным числом итераций. Этот адаптивный метод требует аналогичного применения критериев процесса выделения эмпирических мод. В противном случае часть дисперсии распределится в других IMF и исказит их оценку.

**Изменение частоты промежуточных IMF в процессе итераций.** Несмотря на то, что в промежуточных IMF (остатках) спектр мощности был довольно расплывчатым вдоль частотной оси, основные пики выделялись отчетливо (рис. 3).

В каждом спектре определялась взвешенная средняя частота  $f_{\text{mean}}$  и ее стандартное отклонение  $f_{\text{SD}}$ . Вначале вычислялась сумма всего полученного спектра мощности  $V_{\text{total}}^2$ :

$$V_{\text{total}}^2 = \sum_{j=1}^{f_{\text{max}}} V_j^2,$$

где  $V_j^2$  — величина спектра мощности на частоте  $f_j$ . Средняя взвешенная частота определялась по формуле

$$f_{\text{mean}} = \sum_{j=1}^{f_{\text{max}}} \frac{f_j \cdot V_j^2}{V_{\text{total}}^2},$$

где среднеквадратичное отклонение имеет вид

$$f_{\text{SD}} = \sqrt{\sum_{j=1}^{f_{\text{max}}} \frac{f_j^2 \cdot V_j^2}{V_{\text{total}}^2}}.$$

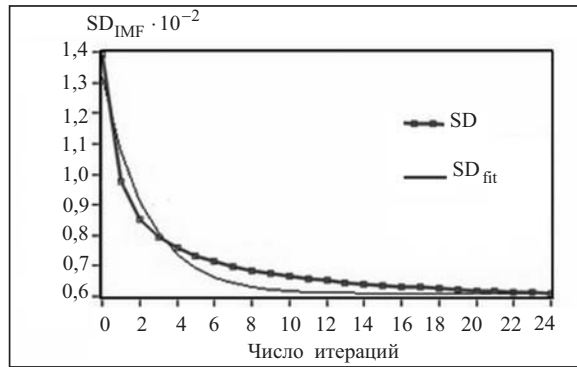


Рис. 2. График экспоненциального уменьшения средних амплитуд в промежуточных модах в процессе итераций

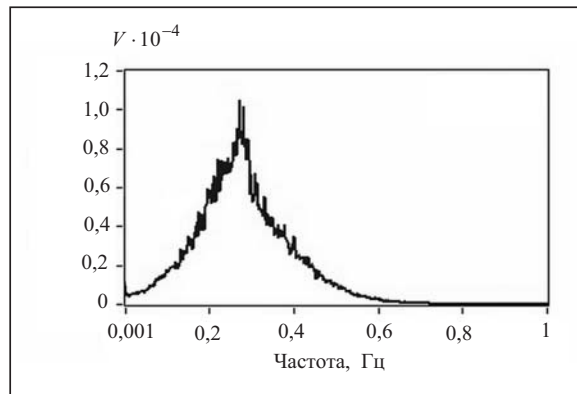


Рис. 3. График спектра мощности IMF1

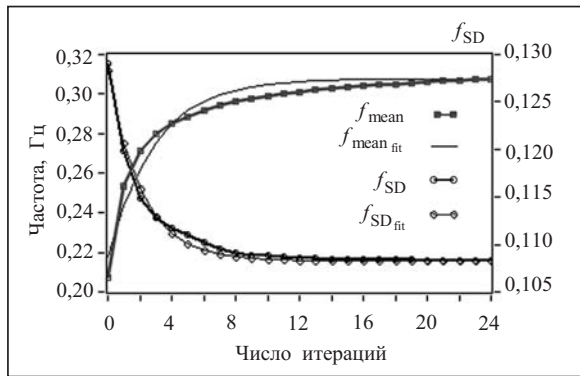


Рис. 4. График изменения частоты промежуточной IMF и ее стандартного отклонения в процессе итераций

В процессе первой фазы итерации наблюдалось постепенное увеличение средней частоты и уменьшение ее разброса  $f_{SD}$ . Увеличение частоты происходило также экспоненциально от 0,2 до 0,3 Гц. Скорость подъема кривой была высокой, коэффициент демпфирования равнялся  $-0,343$ . Данные и аппроксимирующие их экспоненты представлены на рис. 4.

По мере удаления волн с более низкой частотой происходило экспоненциальное сжатие частот вокруг средней с коэффициентом демпфирования, равным  $-0,487$ .

Таким образом, увеличение числа итераций в каждой фазе приводило к сближению частот и выделению центральной частоты. Имеющиеся в IMF более медленные частоты, а именно соответствующая им часть дисперсии, передавались и отсылались ко второй фазе итераций, а из нее далее.

**Сравнение частотных характеристик СР.** Принятые критерии позволили выделить доминирующие частоты в СР. В спектральном анализе ввиду формальных ограничений применяются различные сглаживающие окна. Вследствие этого энергия, сосредоточенная в определенных модулирующих СР частотных модах, расплывается в соседние частоты и тем самым снижает точность оценки [9].

Напротив, EMD вначале выделяет высокочастотную моду, затем моду с более низкой частотой и тем самым адаптивно к структуре временного ряда раскладывает СР на имеющиеся частотные моды. Для сравнения в каждой IMF были определены спектры мощности и Гильбертов спектр (табл. 1). Эти данные показывают, что с помощью преобразования Гильберта–Хуанга в частотном диапазоне дыхания и регуляции артериального кровяного давления четко выделяются четыре центральные частоты: 0,341; 0,182; 0,092 и 0,049 Гц. Диапазон каждой частоты, оцененный по минимуму и максимуму, не перекрывается и равен соответственно: наиболее высокая частота в сердечном ритме — от 0,27 до 0,48 Гц, другие высокие частоты — от 0,136 до 0,258 Гц, низкие — от 0,072 до 0,139 Гц и самые низкие — от 0,038 до 0,076 Гц. Вычисление спектра мощности над IMF методом быстрого преобразования Фурье и дальнейшее выделение центральных частот показало незначительный сдвиг этих величин в сторону более высоких значений. При этом, как и ожидалось, по сравнению с Гильбертовым спектром наблюдалась более широкая расплывчатость средних частот (более высокое стандартное отклонение частоты) в каждой моде. Пятая и шестая моды имели частоты за пределами модулирующих влияний дыхания и изменений артериального давления (0,028 и 0,016 Гц).

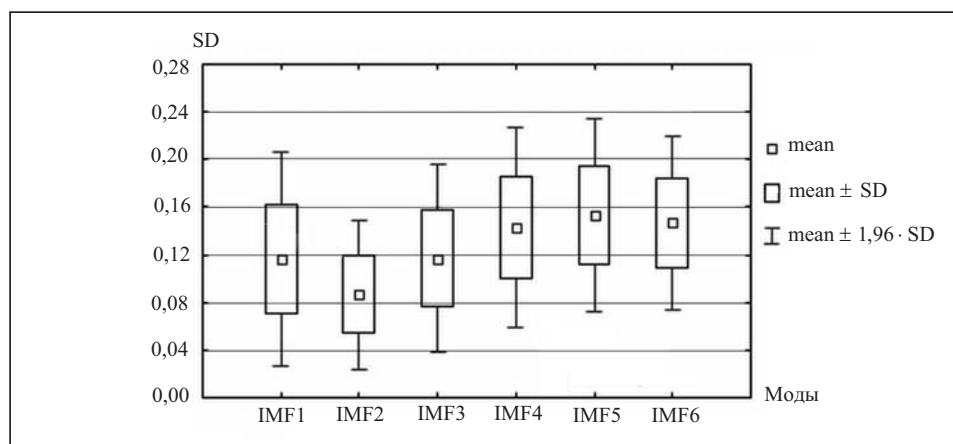
Обнаружение дополнительных центральных частот является важным фактом, которому должно уделяться особое внимание. Это подтверждается и тем, что каждая частота была выражена одинаково значимо (рис. 5).

Объяснить выявленный факт можно изменчивостью в течение суток модулирующих влияний частоты дыхания и барорефлекторных вариаций кровяного давления. В работе [6] указано, что этот метод является более чувствительным и эффективным в оценке частотных характеристик СР и функций автономной его регуляции. Почасовая динамика SD всех IMF в течение суток представлена на рис. 6. Каждая IMF имеет свой профиль изменений, данные которых требуют отдельного рассмотрения.

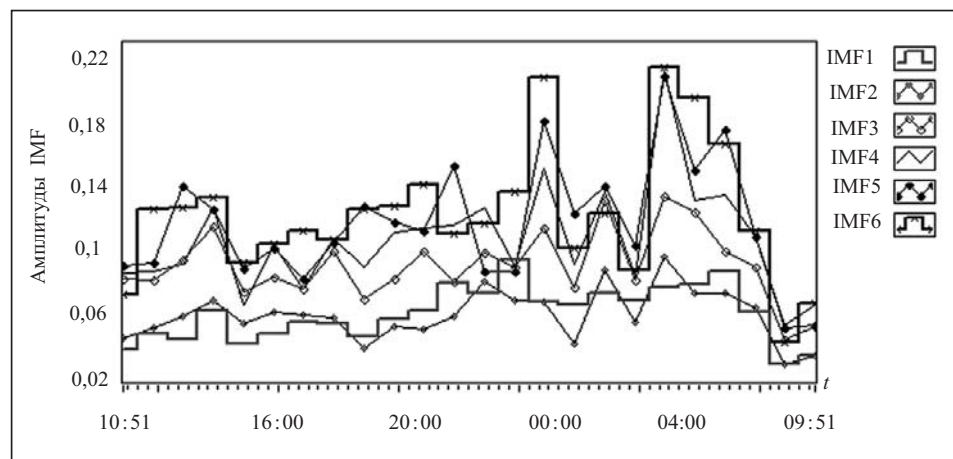


**Таблица 1.** Статистическая характеристика частот каждой IMF, определенной двумя методами

Эмпирические моды, Гц	Частоты из Гильбертова спектра, Гц			Частоты из спектра мощности, Гц		
	средняя $\pm$ SD	минимум	максимум	средняя $\pm$ SD	минимум	максимум
IMF1	0,341 $\pm$ 0,036	0,269	0,479	0,349 $\pm$ 0,054	0,054	0,542
IMF2	0,182 $\pm$ 0,023	0,136	0,258	0,214 $\pm$ 0,034	0,034	0,347
IMF3	0,092 $\pm$ 0,011	0,072	0,139	0,126 $\pm$ 0,021	0,021	0,222
IMF4	0,049 $\pm$ 0,006	0,038	0,076	0,080 $\pm$ 0,012	0,012	0,125
IMF5	0,028 $\pm$ 0,003	0,021	0,042	0,053 $\pm$ 0,007	0,007	0,078
IMF6	0,016 $\pm$ 0,002	0,012	0,023	0,036 $\pm$ 0,004	0,004	0,049
Остаток	0,001 $\pm$ 0,0003	0,0004	0,0024	0,002 $\pm$ 0,0003	0,0006	0,0044



*Рис. 5.* График средних амплитуд волн, выраженных величинами стандартного отклонения, в каждой моде (IMF) у всех обследованных здоровых лиц



*Рис. 6.* График средней амплитуды IMF1–IMF6 RR-интервалов за сутки

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ суточного СР показал, что в общепринятых частотных полосах 0,15–0,4 Гц и 0,04–0,15 Гц имеются четыре одинаково выраженные полосы частот: 0,27–0,48 Гц, 0,136–0,258 Гц, 0,072–0,139 Гц и 0,038–0,076 Гц, с центральными частотами 0,341, 0,182, 0,092 и 0,049 Гц. За пределами модулирующих влияний дыхания и изменений артериального давления в рамках описанных задач оказались две центральные частоты: 0,028 и 0,016 Гц, с интервалом каждой от 0,021 до 0,042 Гц и от 0,012 до 0,023 Гц.

Применение преобразования Гильберта–Хуанга при анализе суточного СР подтвердило его состоятельность и обусловило определенные требования к оценке варибельности ритма сердца. Данные показали, что на основании оценки средней амплитуды эмпирических мод для выбора числа итераций достаточно достигать 99 % точности как критерия вычисления. Наблюдающаяся в процессах вычислений значимая экспоненциальная зависимость усиливает этот выбор и помогает определить цель исследования, особенно в оценке распределения частот и их дисперсий.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Goldstein D.S., Benthо O., Park M.Y., Sharabi Y. Low-frequency power of heart rate variability is not a measure of cardiac sympathetic tone but may be a measure of modulation of cardiac autonomic outflows by baroreflexes // *Exp. Physiol.* — 2011. — **96**, N 12. — P. 1255–1261.
2. Stankus A., Bovina E., Brošaitienė J. Expression of baroreflex component in heart rate autospectrum // *Biomedical Engineering: Proc. of Intern. Conf. Kaunas: Kaunas Technol. Univ.*, 2004. — P. 185–187.
3. Malik M. Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // *Eur. Heart J.* — 1996. — **17**. — P. 354–381.
4. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis / N.E. Huang, Z. Shen, S. Long et al. // *Proc. Royal Soc. London. Ser. A.* — 1998. — **454**. — P. 903–995.
5. Huang N.E., Wu Zhaohua. A review on Hilbert–Huang transform: Method and its applications to geophysical studies // *Reviews of Geophysics.* — June 2008. — **46**, N 2.
6. Hilbert–Huang transform for analysis of heart rate variability in cardiac health / H. Li, S. Kwong, L. Yang et al. // *IEEE/ACM Trans. Comput. Biol. Bioinform.* — 2011. — **8**, N 6. — P. 1557–1567.
7. Echeverria J.C., Crowe J.A., Woolfson M.S., Hayes-Gill B.R. Application of empirical mode decomposition to heart rate variability analysis // *Med. Biol. Eng. Comput.* — 2001. — **39**, N 4. — P. 471–479.
8. Empirical mode decomposition to assess cardiovascular autonomic control in rats / E.P. de Souza Neto, P. Abry, P. Loiseau et al. // *Fundam. Clin. Pharm.* — 2007 — **21**, N 5. — P. 481–496.
9. Kamath M.V., Fallen E.L. Power spectral analysis of HRV: A noninvasive signature of cardiac autonomic functions // *Crit. Rev. Biomed. Eng.* — 1993. — **21**. — P. 245–311.

*Поступила 20.09.2013*