

01

## Вейвлет-анализ турбулентности частотно-модулированного сигнала сердечного ритма

© С.В. Божокин, А.А. Рябокони, Т.Д. Шохин

Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого,  
195251 Санкт-Петербург, Россия  
e-mail: bsvjob@mail.ru

Поступило в Редакцию 28 февраля 2024 г.  
В окончательной редакции 19 июня 2024г.  
Принято к публикации 20 июня 2024 г.

Для анализа турбулентности ритма сердца применен метод вейвлет-анализа частотно-модулированного сигнала, в котором сердечные сокращения происходят в истинные моменты времени, разделенные различными кардиоинтервалами. Вычислена локальная частота, когда в ритме сердца существуют сильные неоднородности, связанные с экстрасистолами — эктопическими сердечными сокращениями. Поведение локальной частоты проанализировано во всем непрерывном интервале времени с учетом как самих экстрасистол, так и компенсаторных пауз сердца, следующих за экстрасистолами.

**Ключевые слова:** непрерывное вейвлетное преобразование, турбулентность сердечного ритма, локальная частота, экстрасистолы.

DOI: 10.61011/JTF.2024.09.58663.60-24

### Введение

Вариабельность ритма сердца (ВРС) является важным методом оценки функционального состояния сердечно-сосудистой системы человека как в состоянии покоя, так и при проведении различных кардиологических проб [1–4]. ВРС рассчитывается с помощью анализа  $RR_n$  — продолжительностей кардиоциклов, представляющих собой промежутки времени между  $R$ – $R$  пиками QRS-комплексов соседних сердечных сокращений. ВРС является принципиально нестационарным процессом, так как его спектральные и статистические свойства изменяются во времени. Метод турбулентности сердечного ритма HRT (Heart Rate Turbulence) позволяет количественно описывать краткосрочные физиологические флуктуации длительностей кардиоинтервалов  $RR_n$  синусового ритма после единичных преждевременных комплексов — экстрасистол [5–8]. Экстрасистолы обусловлены механизмом повторного входа волны возбуждения (re-entry) или повышенной осцилляторной активностью клеточных мембран, возникающих в предсердиях, в атриовентрикулярном узле (atrioventricular node) и в различных участках проводящей системы желудочков сердца. Количественное описание турбулентности сердечного ритма является одним из методов прогнозирования рисков внезапной смерти [8–17], вызванной желудочковой тахикардией (фибрилляцией желудочков сердца).

Турбулентность сердечного ритма впервые была исследована научной группой G. Schmidt в работах [18,19]. Современное развитие теории HRT представлено в работах [7,20–23]. Обзор применения количественных методов HRT в кардиологии сделан в работе [7]. Рассмотрим количественные параметры HRT, характеризующие

желудочковую экстрасистолу VPC (Ventricular Premature Complex), предложенные в работах [5–8]. Предположим, что последовательность сердечных сокращений  $RR_n$ , содержащих экстрасистолу  $RR_{ext}$  и последующую компенсаторную паузу  $RR(0)$ , имеет вид

$$RR_n = (RR_{-2}; RR_{-1}; RR_{ext}; RR(0); RR_1; RR_2; \dots; RR_{20}). \quad (1)$$

Интервалы  $RR_n$  перед экстрасистолой обозначены двумя значениями  $preRR = \{RR_{-2}; RR_{-1}\}$ . Интервалы после экстрасистолы  $RR_{ext}$  и компенсаторной паузы  $RR(0)$  имеют вид  $postRR = \{RR_1; RR_2; \dots; RR_{20}\}$ . Сердечные сокращения  $postRR$  представляют собой обычный синусовый ритм. Считается, что экстрасистола  $RR_{ext}$  вносит изменение в ритмику примерно  $N_0 = 20$  последующих сердечных сокращений  $postRR$ . В методе HRT изменение сердечного ритма во время экстрасистолы определяется параметром „Начало турбулентности“ (TO — Turbulence Onset) — относительным изменением интервалов между двумя нормальными сокращениями сердца ( $RR$ ) сразу после и перед VPC. Величина TO пропорциональна разнице между средним значением первых двух синусовых интервалов  $RR$  после VPC ( $RR_1, RR_2$ ) и двумя последними синусовыми интервалами  $RR$  перед VPC ( $RR_{-2}, RR_{-1}$ ):

$$TO = \frac{(RR_1 + RR_2) - (RR_{-2} + RR_{-1})}{RR_{-2} + RR_{-1}} \cdot 100\%. \quad (2)$$

Измерения параметра TO сначала выполняются для каждого отдельного VPC, а затем усредняются по всем VPC во время записи кардиограммы. Величина  $TO > 0\%$  соответствует замедлению синусового ритма после VPC, а  $TO < 0\%$  — ускорению синусового ритма после VPC. Вторым параметром HRT является „наклон

турбулентности“ (TS — Turbulence Slope). Величина TS — это максимальный положительный наклон линии регрессии, оцененный по любой последовательности из 5 последующих интервалов  $RR_n$  синусового ритма после VPC. TS измеряется в единицах миллисекунд, приходящихся на одно сердечное сокращение ( $ms/RR$ ). При измерении TS анализируются 20 интервалов  $RR$  синусового ритма после VPC. Предположим, что последовательность  $RR_n$  имеет вид [22]:

$$RR_n = \{825; 813; 424; 1284; 817; 786; 794; 802; 805; \\ \times 825; 856; 860; 856; 872; 891, \dots\}.$$

Для такой последовательности сердечных сокращений  $RR_{ext} = 424$  ms, а компенсаторная пауза равна  $RR(0) = 1284$  ms. Величина  $TO = -2.14\%$ . Для определения TS ( $ms/RR$ ) рассчитывается наклон изменений величин  $RR_n$  с помощью прямых линий регрессии для каждых пяти  $RR$  интервалов  $[RR_1; RR_6]; [RR_2; RR_7]; \dots [RR_{15}; RR_{20}]$ . Среди всех этих пятнадцати интервалов выбирается единственный, у которого положительная величина  $RR_{i+5} - RR_i > 0$  достигает максимума. Далее для выбранного интервала  $[RR_i; RR_{i+5}]$  методом наименьших квадратов через точки  $RR_i; RR_{i+1}; \dots RR_{i+5}$  проводится прямая линия. Для приведенных в статье [22] значений  $RR_i$  среднее приращение величины  $RR$  в расчете на одно сердечное сокращение составляет величину  $TS = 16.7$   $ms/RR$ . В работах [5–8, 22] отмечается, что значения  $TO < 0\%$ ,  $TS > 2.5$   $ms/RR$  считаются нормальными, а  $TO > 0\%$ ,  $TS < 2.5$   $ms/RR$  считаются патологическими.

Отметим тот факт, что при количественном описании HRT с помощью двух параметров  $TO$  и  $TS$  не учитываются продолжительности как самой экстрасистолы  $RR_{ext}$ , так и компенсаторной паузы  $RR(0)$ . В статье [23] приведены литературные ссылки на исследования, в которых указывается, что два параметра  $TO$  и  $TS$  не выявили прогностической ценности как для случая сложных аритмий сердца с повторяющимися экстрасистолами, так и при таком заболевании сердца, как дилатационная кардиомиопатия. Эти обстоятельства требуют создания новой количественной модели HRT, в которой будут учтены как сами экстрасистолы  $RR_{ext}$ , так и компенсаторные паузы  $RR(0)$  после экстрасистол.

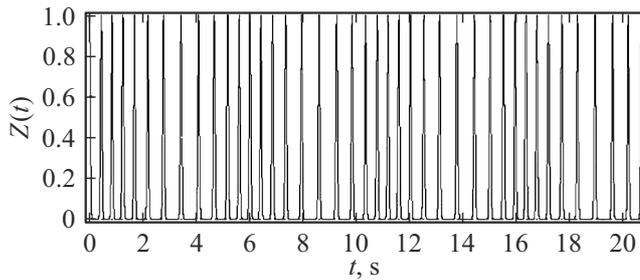
Целью настоящей работы является разработка количественных параметров, характеризующих нестационарную ритмограмму (NHRV — Nonstationary Heart Rate Variability), в которой должен быть учтен как интервал времени, соответствующий самой экстрасистоле  $RR_{ext}$ , так и величина компенсаторной паузы  $RR(0)$ . Нестационарная ритмограмма означает изменчивость спектральных характеристик во времени  $t$ , которое ограничено периодом наблюдения  $T$ :  $0 \leq t \leq T$ . Общепринятые методы анализа VPC основаны на модели амплитудно-модулированного сигнала (АМС). Для модели АМС исследуемый сигнал  $Z_n$  представляет собой промежутки времени  $RR_n$  между сердечными сокращениями

$Z_n = RR_n$ . Сигнал  $Z_n(t_n)$  характеризуется равноотстоящей сеткой времен  $t_{n+1} = t_n + \Delta t$ ,  $n = 0, 1, 2, \dots, N - 1$ ,  $t_0 = 0$ , разделенных промежутком времени  $\Delta t = RRNN$ , где  $RRNN$  представляет собой среднюю длительность  $RR_n$  интервалов за весь период наблюдения, а величина  $N$  — это суммарное количество сердечных сокращений.

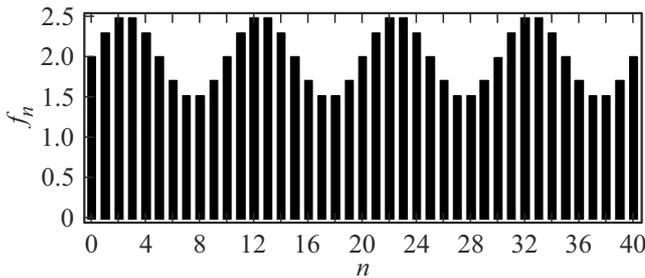
В реальной ситуации сердечные сокращения, разделенные промежутками времени  $RR_n$ , должны совпадать с истинными моментами времени  $t_n$  пиков QRS комплексов сердца:  $t_{n+1} = t_n + RR_n$ ,  $n = 0, 1, 2, \dots, N - 1$ ,  $t_0 = 0$ . Это означает, что истинные сокращения сердца характеризуются неравноотстоящей по времени системой точек. Следовательно, реальный сигнал ритмограммы сердца представляет собой частотно-модулированный сигнал (ЧМС), основанный на неравномерной сетке времен  $t_n$ . Изменяющиеся во времени спектральные свойства такого ЧМС, возникающие в процессе проведения кардиологических проб, будут отличаться от свойств АМС. Особенно сильно отличия традиционной модели (АМС) от модели ЧМС становятся заметными в случаях, когда в последовательности  $RR_n$  замечен сильный тренд ритмограммы по всему периоду кардиологических проб. Кроме того, в работе [1] указывается, что все переходные участки, а также эктопические сокращения сердца (экстрасистолы), должны быть удалены из записи ритмограммы. Однако операции удаления переходных участков и экстрасистол вносят искажения в истинный частотный спектр сигнала. Вместо двух величин  $TO$  и  $TS$ , характеризующих экстрасистолы в модели HRT, в настоящей работе вводится количественная характеристика  $F_{max}(t)$ , непрерывно зависящая от времени  $t$ , представляющая собой изменяющуюся локальную частоту ЧМС сигнала. Величина  $F_{max}(t)$  находится с помощью непрерывного вейвлетного преобразования (CWT — Continuous Wavelet Transform) такого ЧМС сигнала. В настоящее время CWT успешно используется при анализе различных нестационарных сигналов [24–27]. Применению теории вейвлетов к анализу АМС сигналов ECG для обычного синусового ритма посвящены работы [25, 26]. Современное применение теории CWT к анализу АМС сердечного ритма выполнено в работах [28–31]. Применение CWT для анализа синусового ритма реальных ЧМС сердца выполнено в работах [32–35]. В настоящей работе мы применим метод, разработанный в статьях [32–35], к ритмограмме с сильными неоднородностями, связанными с экстрасистолами и последующими компенсаторными паузами.

## 1. Спектральные свойства гауссовских пиков с синусоидальным законом изменения локальной частоты

Рассмотрим вначале математическую модель ритмограммы, имеющей синусовый ритм без экстрасистол. В качестве модели ритмограммы, характеризующейся промежутками  $RR_n$ , рассмотрим непрерывный сигнал



**Рис. 1.** Сумма гауссовских пиков, представляющая собой сигнал  $Z(t)$  (3).



**Рис. 2.** Гармоническое изменение локальных частот  $f_n$ , выраженных в Hz, в зависимости от номера сердечного сокращения  $n$ .

$Z(t)$  (рис. 1), представляющий собой систему гауссовских пиков, расположенных на неравноотстоящей сетке времен, совпадающих с истинными сокращениями сердца. Все гауссовские пики имеют одинаковую единичную амплитуду и характерную ширину  $\tau_0 = 0.02$  s:

$$Z(t) = \sum_{n=0}^N z_n(t - t_n), \quad (3)$$

$$z_n(t - t_n) = \exp\left(-\frac{(t - t_n)^2}{4\tau_0^2}\right). \quad (4)$$

Промежутки времени между гауссовскими пиками  $RR_n$  (4) связаны с локальной частотой  $f_n$  соотношением

$$RR_n = 1/f_n, \quad (5)$$

где  $f_n$  — дискретная локальная частота, для которой существует массив  $\{f_0; f_1 \dots f_{N-1}\}$ . Для данной математической модели последовательности гауссовских пиков выбран гармонический закон изменения локальной частоты  $f_n$ :

$$f_n(t) = F_0 + F_1 \sin(2\pi F_2 n t_*). \quad (6)$$

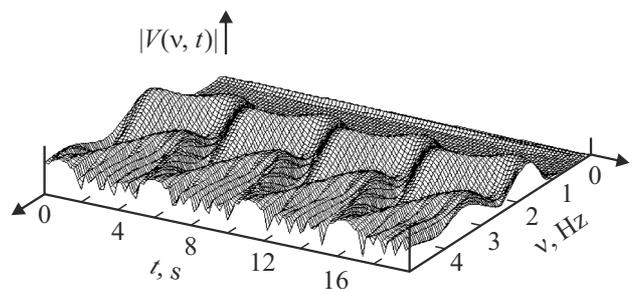
Положим  $F_0 = 2.0$  Hz,  $F_1 = 0.5$  Hz,  $F_2 = 0.2$  Hz,  $t_* = 0.5$  s. Начальный момент времени  $t_0 = 0$ . В уравнении (6) мы имеем дело с дискретным временем  $t \rightarrow t_n = n t_*$ . Для каждого момента времени  $t_n = n t_*$  получаем значение изменяющейся частоты  $f_n$ . Моменты времени  $t_n$  (4), в которых будут локализованы

центры гауссовских пиков, имеют вид  $t_{n+1} = t_n + 1/f_n$  (рис. 2).

Для сигнала  $Z(t)$  (3) может быть найдено CWT  $V(\nu, t)$ , зависящее от частоты  $\nu$  и времени  $t$ , представленное на рис. 3. При вычислении CWT использовался материнский вейвлет Морле. Комплексный материнский вейвлет Морле имеет преимущества по сравнению с использованием многих вещественных материнских вейвлетов. При использовании материнского вейвлета Морле величина модуля CWT  $|V(\nu, t)|$ , вычисленная для идеального гармонического сигнала  $Z(t) = \cos(2\pi f_0 t)$ , не зависит от времени  $t$ , что соответствует стационарному сигналу с постоянной частотой  $f_0$ . Кроме того, максимум CWT  $|V(\nu, t)|_{\max}$  при использовании материнского вейвлета Морле находится при значении частоты  $\nu = f_0$ , в точности равной частоте гармонического сигнала. При вычислении  $|V(\nu, t)|$  для идеального гармонического сигнала с помощью других вещественных материнских вейвлетов такие свойства не выполняются. Для всех гауссовских пиков, разделенных промежутками времени  $RR_n$ , для величины  $|V(\nu, t)|$  в низкочастотной области  $\nu \approx 1.5 - 2.5$  Hz формируется единый хребет. Для каждого момента времени  $t$  можно найти значение частоты  $\nu = F_{\max}(t)$ , которое определяет первый максимум CWT  $|V(\nu, t)|_{\max} = F_{\max}(t)$ . Такое значение частоты  $F_{\max}(t)$  мы будем называть локальной частотой сигнала.

Величина  $F_{\max}(t)$  в зависимости от времени  $t$  изменяется в диапазоне от 1.5 до 2.5 Hz и в точности совпадает с математической моделью синусоидального поведения локальной частоты  $F_{\max}(t) = F_0 + F_1 \sin(2\pi F_2 t)$ . Такую синусоидальную зависимость  $F_{\max}(t)$  (6) можно увидеть на графике скелетона  $|V(\nu, t)|$  (рис. 4), показывающего локальные экстремумы поверхности  $|V(\nu, t)|$  в диапазоне частот  $\nu = 0 - 5$  Hz во всем диапазоне времен  $t$ .

Таким образом, построив вейвлет-преобразование  $|V(\nu, t)|$  для сигнала, представляющего собой суперпозицию одинаковых гауссовских пиков (3), (4), можно найти локальную частоту  $F_{\max}(t)$  из соотношения  $|V(\nu, t)|_{\max} = F_{\max}(t)$ . Этот вывод оказывается справедливым и для других теоретических моделей зависимости  $RR_n$ . Если величина  $RR_n$  постоянна ( $RR_n = RR_0$ ), то это означает, что локальная частота такого частотно-модулированного сигнала  $F_{\max}(t) = 1/RR_0$  также будет



**Рис. 3.** Модуль непрерывного вейвлетного преобразования  $|V(\nu, t)|$  в зависимости от времени  $t$  и частоты  $\nu$  для сигнала  $Z(t)$  (3).

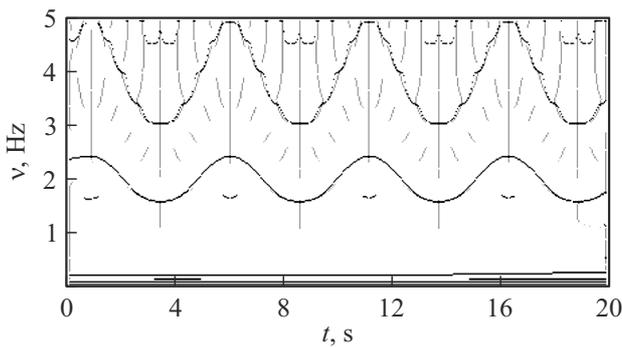


Рис. 4. Скелетон CWT  $|V(v, t)|$  в зависимости от времени  $t$  и частоты  $v$  для сигнала  $Z(t)$  (3).

постоянна. Аналогичные модели можно исследовать как для линейного, так и нелинейного поведения локальной частоты со временем  $f_n(t)$ .

## 2. Спектральные свойства гауссовских пиков с сильной неоднородностью продолжительностей кардиоциклов $RR_n$

Рассмотрим случай реальных ритмограмм [36], для которых промежутки времени между гауссовскими пиками  $RR_n$  имеют сильную неоднородность, связанную с наличием экстрасистол и компенсаторных пауз. Для сигнала  $Z(t)$  с заданными  $RR_n$  (рис. 1) находится CWT  $|V(v, t)|$ . Алгоритмы вычисления  $F_{\max}(t)$  для случая сильной неоднородности величин  $RR_n$  приведены в работе [37]. Пара из предсердной и желудочковой экстрасистолы характеризуется ритмограммой  $RR_n = \{840; 860; 879; 642; 451; 1424; 860; 848; 871; 858; 847; 858\}$ , состоящей из двух экстрасистол  $RR_{ext} = 642, 451$  ms, и последующей компенсаторной паузой  $RR(0) = 1424$  ms. На рис. 5 отложена зависимость дискретных локальных частот  $f_n = 1/RR_n$ , измеряемая в герцах, от времени центров промежутков  $t_n^* = t_{n+1} + \frac{RR_n}{2}$  (дискретный ряд крестиков), а также зависимость  $F_{\max}(t)$ , вычисленная с помощью нахождения максимума CWT  $|V(v, t)|$  непрерывного сигнала  $Z(t)$  с заданными промежутками времени  $RR_n$ .

Рассмотрим ритмограмму с множеством экстрасистол, для которых последовательность кардиоциклов сердечных сокращений имеет вид  $RR_n = \{805; 864; 1000; 471; 545; 1191; 490; 1089; 486; 560; 1200; 483; 1184\}$ . График  $F_{\max}(t)$  для такой ритмограммы с сильными неоднородностями построен на рис. 6.

Заметим, что во время экстрасистолы с последующей компенсаторной паузой величина  $F_{\max}(t)$  может изменяться примерно в 2.5 раза на интервале времени, примерно равном 1.5 с. Используя вычисленную функцию  $F_{\max}(t)$ , введем два новых параметра TOW и TSW, которые сравним с параметрами турбулентности TO и

TS [18,19,22]:

$$TOW = 100\% \left( \left\langle \frac{1}{F_{\max}(t)} \right\rangle_{\alpha} - \left\langle \frac{1}{F_{\max}(t)} \right\rangle_{\beta} \right) / \left\langle \frac{1}{F_{\max}(t)} \right\rangle_{\alpha}, \quad (7)$$

$$TSW(\text{ms}/RR) = -1000 \left\langle \frac{1}{F_{\max}^2} \frac{dF_{\max}}{dt} \right\rangle_{\gamma} \left\langle \frac{1}{F_{\max}} \right\rangle_{\gamma}. \quad (8)$$

Символ скобки  $\langle \rangle_{\mu}$  в формулах (7), (8) означает знак усреднения по некоторому промежутку времени продолжительностью  $T_{\mu}$ , где  $\mu = \{\alpha; \beta; \gamma\}$ . Если  $\mu = \alpha$ , то этот временной промежуток находится до экстрасистолы, имеет продолжительность  $T_{\alpha} = 2$  s и расположен в интервале времени  $[t_{ext} - T_{\alpha}; t_{ext}]$ . Время

$$t_{ext} = \sum_{n=0}^{N_1-1} RR_n + RR_{ext},$$

где  $N_1$  — число сердечных сокращений до экстрасистолы,  $RR_{ext}$  — продолжительность экстрасистолы в секундах. Для  $\mu = \beta$  промежуток времени  $T_{\beta} = T_{\alpha}$  находится после экстрасистолы и компенсаторной паузы в интервале  $[t(0); t(0) + T_{\alpha}]$ , где  $t(0)$  — время завершения

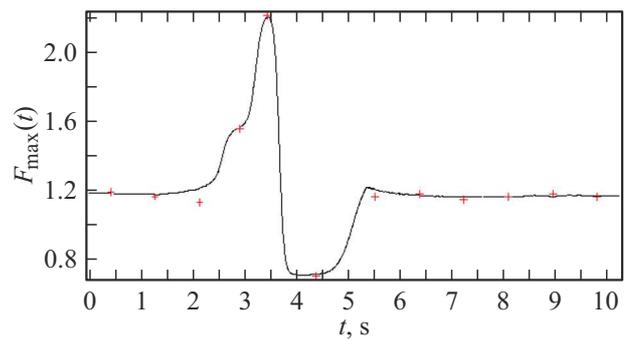


Рис. 5. Непрерывная линия — зависимость от времени  $t$  локальной частоты  $F_{\max}(t)$  для пары экстрасистол; крестики — зависимость дискретных локальных частот  $f_n = 1/RR_n$  от времени центров промежутков  $t_n^* = t_{n-1} + \frac{RR_n}{2}$  между сердечными сокращениями.

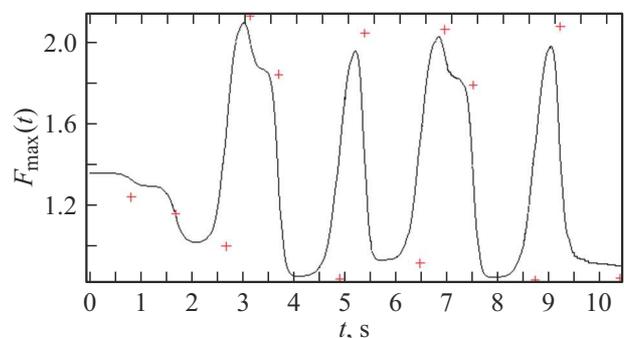


Рис. 6. Непрерывная линия — зависимость от времени  $t$  локальной частоты  $F_{\max}(t)$  для множества экстрасистол; крестики — зависимость дискретных локальных частот  $f_n = 1/RR_n$  от времени центров промежутков  $t_n^* = t_{n-1} + \frac{RR_n}{2}$  между сердечными сокращениями.

компенсаторной паузы. Если  $\mu = \gamma$ , то рассматриваются времена, содержащие 20 сердечных сокращений после компенсаторной паузы. В этом случае для усреднения выбирается единственный промежуток времени продолжительностью  $T_\gamma = 4$  s, расположенный в интервале  $[t_1 - T_\gamma/2; t_1 + T_\gamma/2]$ , где в момент времени  $t_1$  достигается максимум производной  $\frac{dF_{\max}}{dt}$ . Для значений  $RR_n$ , приведенных в [22], вычисления по формулам (7) и (8) дают

$$\text{TOW} = -2.8\%; \left\langle \frac{1}{F_{\max}(t)} \right\rangle_\gamma = 0.816 (1/\text{Hz});$$

$$\left\langle \frac{1}{F_{\max}^2(t)} \frac{dF_{\max}}{dt} \right\rangle_\gamma = -0.0191; \text{TSW} = 15.6 (\text{ms}/RR),$$

что примерно совпадает в традиционными величинами  $\text{TO} = -2.14\%$ ,  $\text{TS} = 16.7 \text{ ms}/RR$  [22].

## Выводы

Для анализа нестационарной ритмограммы NHRV рассмотрен частотно-модулированный сигнал  $Z(t)$ , который представляет собой суперпозицию одинаковых гауссовских пиков в зависимости от непрерывного времени  $t$ . Центры гауссовских пиков находятся на неравномерной сетке времен  $t_n$  и совпадают с истинными моментами сердечных сокращений:  $t_{n+1} = t_n + RR_n$ ,  $n = 0, 1, 2, \dots, N-1$ ,  $t_0 = 0$ , где величина  $RR_n$  представляет собой продолжительность времени между кардиоциклами. Предлагаемая модель ритмограммы допускает получение аналитического выражения для непрерывного вейвлетного преобразования (CWT), зависящего как от частоты  $\nu$ , так и от времени  $t$ , с использованием материнского вейвлета Морле. Разработана количественная характеристика турбулентности сердечного ритма (HRT), в которой учитывается как величина продолжительности самих экстрасистол  $RR_{ext}$ , так и продолжительность компенсаторных пауз  $RR(0)$ , которые следуют за экстрасистолами. Такой характеристикой является поведение локальной частоты  $F_{\max}(t)$ , которая вычисляется по максимуму CWT в любой момент времени как до экстрасистол, так и после экстрасистол. Анализ кривой  $F_{\max}(t)$  поможет классифицировать различные типы аритмий сердца. Введены новые параметры вейвлет турбулентности сердечного ритма TOW и TSW, и проведено их сравнение с традиционными параметрами TO и TS.

Предлагаемый метод расчета параметра  $F_{\max}(t)$  может быть применен для анализа нестационарной ритмограммы как в состоянии покоя, так и при выполнении различных функциональных проб для пациентов с нормальным синусовым ритмом (normal sinus rhythm, NSR), а также для пациентов, страдающих застойной сердечной недостаточностью (Congestive Heart Failure, CHF), фибрилляцией предсердий (Atrial Fibrillation, AF), преждевременными сокращениями (Preventricular Contraction,

PVC), блокадой левой ножки пучка Гиса (Left Bundle Branch Block, LBBB), ишемической/дилатационной кардиомиопатией (Ischemic/Dilated Cardiomyopathy, ISCH) и синдромом слабости синусового узла (Sick Sinus Syndrome, SSS).

## Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

## Список литературы

- [1] Guidelines: Heart rate Variability, Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical use. *Europ. Heart J.*, **17**, 354 (1996).
- [2] U.R. Acharya, K.P. Joseph, K. Kannathal, C.M. Lim, J.S. Sury. *Med. Bio. Eng. Comp.*, **44**, 1031 (2006).
- [3] R.M. Baevskii, G.G. Ivanov, L.V. Chireikin, A.P. Gavrilushkin. *Vestn. Aritmol.*, **24**, 65 (2001).
- [4] O. Faust, W. Hong, H.W. Loh, S. Xu, R.S. Tan, S. Chakraborty, U.R. Acharya. *Comp. Biol. Med.*, **145**, 105407 (2022).
- [5] A. Bauer, M. Malik, G. Schmidt, P. Barthel, H. Bonnemeier, I. Cygankiewicz, P. Guzik, F. Lombardi, A. Muller, A. Oto, R. Schneider, M. Watanabe, D. Wichterle, W. Zareba. *J. Am. Coll. Cardiol.*, **52** (17), 1353 (2008). DOI: 10.1016/j.jacc.2008.07.041
- [6] M.A. Watanabe. *Indian Pacing and Electrophysiology J.*, **3** (1), 10 (2003).
- [7] V. Blesius, C. Schölzel, G. Ernst, A. Dominik. *Physiolog. Measurement*, **41** (8), 08TR01 (2020). DOI: 10.1088/1361-6579/ab98b3
- [8] J. Francis, M.A. Watanabe, G. Schmidt. *Annals Noninvasive Electrocardiol.*, **10** (1), 102 (2005). DOI: 10.1111/j.1542-474X.2005.10102.x
- [9] V. Sulimov, E. Okisheva, D. Tsaregorodtsev. *Europace*, **14** (12), 1786 (2012). DOI: 10.1093/europace/eus238
- [10] H.V. Huikuri, P.K. Stein. *Progress Cardiovascular Diseases*, **56** (2), 153 (2013). DOI: 10.1016/j.pcad.2013.07.003
- [11] A. Bauer, C.S. Zörn, G. Schmidt. *J. Cardiovascular Pharm.*, **55** (6), 531 (2010). DOI: 10.1097/FJC.0b013e3181d4c973
- [12] D. Roach, M.L. Koshman, H. Duff, R. Sheldon. *Am. J. Cardiol.*, **90** (10), 1098 (2002). DOI: 10.1016/S0002-9149(02)02775-3
- [13] L.Y. Lin, L.P. Lai, J.L. Lin, C.C. Du, W.Y. Shau, H.L. Chan, S.K.S. Huang. *J. Cardiovascular Electrophysiology*, **13** (5), 427 (2002). DOI: 10.1046/j.1540-8167.2002.00427.x
- [14] U.Y. Sinan, I.P. Canbolat, O. Baydar, V. Oktay, G. Imre, C. Kocas, O. Abaci, U. Coskun, C. Bostan, K.O. Kilickesmez, A. Yildiz, A. Kaya, T. Gurmen, Z. Yigit. *J. Am. Coll. Cardiol.*, **62** (18S2), 139 (2013). DOI: 10.1177/0003319713502718
- [15] T. Noda, W. Shimizu, A. Taguchi, T. Aiba, K. Satomi, K. Suyama, T. Kurita, N. Aihara, S. Kamakura. *J. Am. Coll. Cardiol.*, **46** (7), 1288 (2005). DOI: 10.1016/j.jacc.2005.05.077
- [16] I. Cygankiewicz. *Progress Cardiovascular Diseases*, **56** (2), 160 (2013). DOI: 10.1016/j.pcad.2013.08.002
- [17] H.V. Huikuri, D.V. Exner, K.M. Kavanagh, S.G. Aggarwal, L.B. Mitchell, M.D. Messier, D. Becker, R.S. Sheldon, P.-E.B. Thomsen. *Heart Rhythm*, **7** (2), 229 (2010). DOI: 10.1016/j.hrthm.2009.11.004
- [18] G. Schmidt, M. Malik, P. Barthel, R. Schneider, K. Ulm, L. Rolnitzky, A.J. Camm, J.Th. Bigger, A. Schomig. *Lancet*, **353**, 1390 (1999).

- [19] R. Schneider, P. Barthel, G. Schmidt. *J. Am. Coll. Cardiol.*, **33**, Suppl A, 351A (1999).
- [20] S.S. Al-Zaiti, G. Pietrasik, M.G. Carey, M. Alhamaydeh, J.M. Canty, J.A. Fallavollita. *J. Electrocardiology*, **52**, 70 (2019). DOI: 10.1016/j.jelectrocard.2018.11.006
- [21] D. Urbanik, P. Gać, H. Martynowicz, M. Poreba, M. Podgórski, M. Negrusz-Kawecka, R. Poreba. *J. Clinical Medicine*, **9** (1), 1 (2020). DOI: 10.3390/jcm9010001
- [22] А.А. Цветникова, Э.Р. Бернгардт, Е.В. Пармон, А.В. Асеев, Т.В. Трешкур. *Турбулентность сердечного ритма: методические аспекты* (Инкарт, СПб., 2008)
- [23] N. Milaras, P. Dourvas, I. Doundoulakis, Z. Sotiriou, V. Nevras, A. Xintarakou, K. Gatzoulis. *Heart Failure Reviews*, **28**, 865 (2023). DOI: 10.1007/s10741-023-10300-x
- [24] S. Mallat. *A Wavelet Tour of Signal Processing*, 3rd ed. (Academic Press, NY., 2008)
- [25] P.S. Addison. *Physiol. Meas.*, **26**, R155 (2005).
- [26] M. Rhif, A.B. Abbes, I.R. Farah, B. Martínez, Y. Sang. *Appl. Sci.*, **9** (7), 1345 (2019). DOI: 10.3390/app9071345
- [27] С.В. Божокин, И.М. Соколов. *ЖТФ*, **88** (12), 1771 (2018). DOI: 10.21883/ЖТФ.2018.12.46776.9-18 [S.V. Bozhokin, I.M. Sokolov. *Tech. Phys.*, **63** (12), 1711 (2018). DOI: 10.1134/S1063784218120241]
- [28] R. Cartas-Rosado, B. Becerra-Luna, R. Martínez-Memije, Ó Infante-Vázquez, C. Lerma, H. Pérez-Grovas, J.M. Rodríguez-Chagolla. *Biomed. Signal Processing and Control*, **62**, 102031 (2020). DOI: 10.1016/j.bspc.2020.102031
- [29] T. Wang, C. Lu, Y. Sun, M. Yang, C. Liu, C. Ou. *Entropy*, **23** (1), 119 (2021). DOI: 10.3390/e23010119
- [30] N.D. Chinh, L.M. Ha, G. Sun, L.Q. Anh, Ph.V. Huong, T.A. Vu, T.T. Hieu, T.D. Tan, N.V. Trung, K. Ishibashi, N.L. Trung. *Biomed. Signal Processing and Control*, **65**, 102361 (2021). DOI: 10.1016/j.bspc.2020.102361
- [31] S.C. Mohonta, M.A. Motin, D.K. Kumar. *Sensing and Bio-Sensing Research*, **37**, 100502 (2022). DOI: 10.1016/j.sbsr.2022.100502
- [32] S.V. Bozhokin, I.B. Suslova. *Biomed. Signal Processing and Control*, **10**, 34 (2014). DOI: 10.1016/j.bspc.2013.12.006
- [33] С.В. Божокин, Е.М. Лесова, В.О. Самойлов, Д.Е. Тараканов. *Физиология человека*, **44** (1), 39 (2018). DOI: 10.7868/S0131164618010058 [S.V. Bozhokin, E.M. Lesova, V.O. Samoilov, D.E. Tarakanov. *Hum. Physiol.*, **44**, 32 (2018). DOI: 10.1134/S036211971801005X]
- [34] С.В. Божокин, Е.М. Лесова, В.О. Самойлов, П.И. Толкачев. *Биофизика*, **57** (4), 696 (2012) [S.V. Bozhokin, E.M. Lesova, V.O. Samoilov, P.I. Tolkachev. *Biophysics*, **57**, 530 (2012). DOI: 10.1134/S0006350912040033]
- [35] С.В. Божокин, Е.М. Лесова, В.О. Самойлов, К.А. Баранцев. *Биофизика*, **65** (1), 175 (2020). DOI: 10.31857/S0006302920010196 [S.V. Bozhokin, E.M. Lesova, V.O. Samoilov, K.A. Barantsev. *Biophysics*, **65**, 151 (2020). DOI: 10.1134/S0006350920010029]
- [36] Ю.В. Шубик, В.М. Тихоненко. *Холтеровское мониторирование при аритмиях* (ООО „Невский ракурс“, СПб., 2019), т. 1.
- [37] S.V. Bozhokin. *Neurocardiology: Wavelet Analysis of Heart Rate Turbulence*, Тр. XXIV Междунар. научно-тех. конф. „Нейроинформатика-2022“ (МФТИ, М., 2022), 482 с. ISBN 978-5-7417-0823-1.