

МЕТОД ОЦЕНКИ ДИЗАДАПТАЦИОННЫХ СОСТОЯНИЙ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА

Описується метод оцінки адапційних резервів організму людини, оснований на застосуванні нелінійних динамічних оцінок добового серцевого ритму
Ключові слова: стохастичний гомеостаз, складність коливань, серцевий ритм

Описывается метод оценки адапционных резервов организма человека, основанный на применении нелинейных динамических оценок суточного сердечного ритма
Ключевые слова: стохастический гомеостаз, сложность колебаний, сердечный ритм

Describes the method of the estimation of human organism adaptive reserves, using methods of nonlinear dynamic for the estimation of 24-hours heart rate
Keywords: stochastic homeostasis, oscillation complexity, heart rate

О.Г. Киселева

Старший преподаватель*
 Контактный тел.: 050-443-02-82
 E-mail: olga.mmif@gmail.com

Е.А. Настенко

Доктор биологических наук, заведующий отделом
 Отдел информационных технологий и математического
 моделирования физиологических процессов
 Национальный институт сердечно-сосудистой хирургии
 им. Н.М. Амосова НАМН Украины
 ул. Амосова, 6, г. Киев, Украина, 252601
 E-mail: nastenko@inbox.ru

М.В. Герасимчук*

E-mail: maxgerasimchuk@gmail.com
 *Кафедра лечебно-диагностических комплексов
 Межуниверситетский медико-инженерный факультет
 Национальный технический университет Украины
 «Киевский политехнический институт»
 пр. Победы, 37, г. Киев, Украина, 03056

1. Введение

Вариационная пульсометрия Баевского давно известна и стандартизирована как метод [1]. Вместе с тем, существует теория стохастического (вероятностного) гомеостаза, которая может стать существенным дополнением к вариационной пульсометрии [2]. Совместное применение этих двух подходов позволит производить оценку состояния организма человека, а также прогнозирование его дизадаптационных состояний и выявление ситуаций приближения организма к границам регуляторного диапазона. При этом, предлагается теорию стохастического гомеостаза основывать на нелинейных динамических свойствах (оценках) показателей суточного сердечного ритма, полученного методом холтеровского мониторинга.

2. Материалы и методы

Теория стохастического гомеостаза

Нелинейные динамические свойства сложных систем (сердечного ритма) характеризуются совместным поведением трех показателей: вариабельностью, сложностью поведения и самоорганизацией (возникновение и нарушение симметрии). Зависимость поведения вариабельности и сложности можно изобразить на координатной плоскости «сложность-вариабельность»,

которая получила название плоскости стохастического гомеостаза [2] (рис. 1).

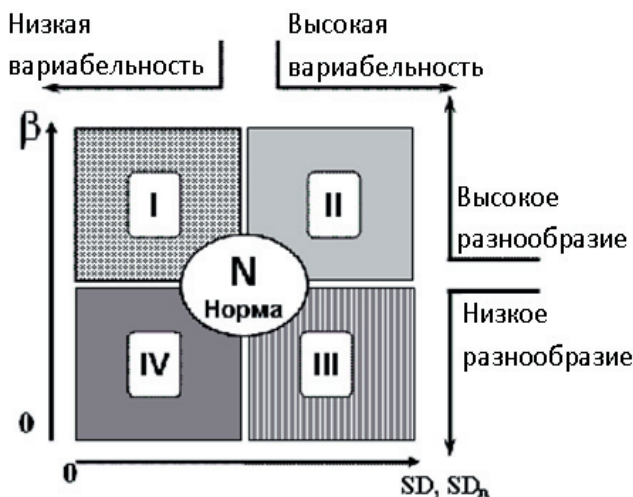


Рис. 1. Плоскость стохастического гомеостаза «сложность (разнообразие) - вариабельность»

В классическом виде, показателем сложности служит показатель фликкер-шума β , который является пропорциональным частоте колебаний показателя в сверхнизкочастотном (VLF) диапазоне. Величина

спектрального показателя β напрямую связана с режимом стохастической регуляции функциональной системы - субкритическим, критическим или суперкритическим. Активность поведения системы характеризует показатель вариабельности – стандартное отклонение SD и коэффициент вариации SDn.

Стандартное отклонение SD является важным параметром флуктуации, который может рассматриваться как количественная характеристика ширины динамического диапазона стохастической регуляции. Вместе с ним, может быть использован коэффициент вариации, или нормированная дисперсия, $SDn = SD/Mo$, где Mo - среднее значение или математическое ожидание.

Для каждого типа физиологических флуктуаций эмпирическим путем может быть определено оптимальное значение $SD = SD_0$, соответствующее условиям физиологической нормы, а нормальное значение β для большинства физиологических функций составляет величину, по абсолютному значению близкую к единице [3].

Очевидно, что максимум устойчивости системы должен приходиться на некоторую область в окрестности точки с координатами $\beta = 1$, $SD = SD_0$ (область N - «норма» на рис. 1). Это область нормальных, адекватных адаптационных реакций, в которой поддерживается оптимальная иерархическая структура регуляций, а ширина диапазона регуляции также отвечает функциональной норме. При выходе значений параметров β и SD за пределы области N стабильность системы падает. В зависимости от вариантов отклонений структуры флуктуации от нормы, выделяют четыре качественно различные области сниженной устойчивости (рис. 1).

Область I характеризуется пониженным значением SD и увеличенным значением β . Функциональная система с такими значениями параметров должна находиться в суперкритическом состоянии, что говорит о снижении ее стабильности. Однако, неустойчивость, связанная с избыточной генерализацией возмущений в системе, частично компенсируется за счет сужения диапазона стохастической регуляции, определенного стандартным отклонением SD. Такое сочетание признаков предполагает, что в момент измерения система ведет себя относительно устойчиво, однако в действительности ее адаптационный резерв существенно снижен за счет расходов на генерализацию функционального отклика. При дополнительных физиологических нагрузках такая скрытая неустойчивость может стать причиной развития явных функциональных нарушений, сопровождаемых переходом рабочей точки стохастического гомеостаза в соседние области состояний.

Область II с повышенным уровнем обоих параметров может быть описана как область повышенной неустойчивости. Суперкритический режим стохастической регуляции ($\beta > 1$) при условии высокой дисперсии флуктуации предполагает частичные или полные перегрузки всех адаптационных механизмов, связанных с исследуемой функцией организма. Резко возросший уровень низкочастотных компонент флуктуации свидетельствует о включении дополнительных (центральных) механизмов регуляции. Биологическая система, находящаяся в таком состоянии

крайне уязвима. Описанные изменения могут быть обращены при включении в схему нормальной, активной борьбы организма с болезнью при ее течении в острой фазе. В случае успешного лечения ожидается возвращение параметров β и SD в нормальные значения и восстановление стабильного состояния системы.

Область III отличается от области II сниженным значением β , связанным с уменьшением масштаба функциональных кластеров в субкритическом режиме регуляции. Уровень стохастичности SD исследуемого физиологического показателя аномально высок. Однако, это повышение связано не с увеличением активности стохастического гомеостаза, а с его разрушением. Система подвержена некоррелированным, случайным колебаниям с амплитудой, достигающей опасных значений. Этот режим можно соотносить к видам неблагоприятного развития патологии, требующей обязательной терапевтической коррекции. Последствия пребывания системы в подобном состоянии (соответствуют) соотносятся как с областью III, так и с областью II, и целиком зависят от того, как долго оно имело место. Длительное нахождение в этих динамических режимах грозит истощением ресурсов и усилением органических нарушений в организме. Краткосрочные флуктуационные нарушения такого рода могут быть обратимыми.

Область IV, характеризующаяся пониженным уровнем параметров β и SD, является областью наименьшей функциональной устойчивости. В этом состоянии система находится в субкритическом режиме при резко сниженной функциональной лабильности. Можно предположить, что существуют два различных пути перехода системы в этот патологический режим: во-первых, через область III, в которой произошло постепенное накопление необратимых структурных нарушений, и, во-вторых, через область I вследствие срыва механизмов регуляции.

Показатели сложности (разнообразия)

При рассмотрении сердечного ритма целесообразно оценивать его как сложную динамическую систему, которая имеет как линейную, так и нелинейную динамику процессов. Кроме показателя фликкер-шума, нами предложено использование совокупности методов оценки, а именно метод фрактальной размерности, метод аппроксимационной энтропии, показатель степени алгоритмического сжатия Колмогорова, а также коэффициенты уравнения Пуанкаре. Кроме того, для оценки перечисленными методами применялась как исходная пульсограмма, так и разностная. Отличие и важность применения их обеих для диагностики состоит в том, что для исходной кривой анализ и обработка ведутся в области медленных и сверхмедленных частот, что в большей степени отражает поведение сети капилляров и мышечных артериальных микрососудов, а в разностной кривой исключены медленные колебания параметров и анализ ведется в области более высокочастотных колебаний, которые характерны для реакции нервной системы.

Фликкер-шум

Оценка фликкер-шума, величины обратной степени показателя спектральной плотности мощности в

области сверхнизких частот, является эффективным показателем медленных, низкоамплитудных переходных патологических процессов в организме человека [4]. Резкое повышение плотности спектра мощности в сверхнизкочастотном диапазоне может быть предвестником перехода системы к катастрофическому поведению (внезапная асистолия, фибрилляция желудочков, пароксизмальная тахикардия и др.).

Параметр фликкер-шума β рассчитывается по формуле:

$$S(f) \approx \frac{1}{f^\beta}, \tag{1}$$

где $S(f)$ – спектральная плотность мощности, f – значение частоты в области сверхнизких частот (0,004-0,04 Гц).

Алгоритм вычисления показателя β следующий:

Пусть есть некоторая последовательность $\{X_n\}$, полученная измерением через каждые равные промежутки времени Δt . Считаем, что последовательность стационарна. Для расчета автокорреляционной функции $G(\tau)$ выбирается область изменения τ так, чтобы значение τ было положительным, так как автокорреляционная функция стационарного процесса является четной и полная функция получается путем симметричного отображения. Верхняя граница τ выбирается на много меньше T , где T - полное время измерения, а N - количество значений параметра в последовательности. Пусть этому условию удовлетворяет $\tau_{max} = \alpha T$, где $\alpha = 0.1$. При исследовании биологических систем могут также применяться следующие значения $\alpha = [0.2 - 0.3]$ [5].

Автокорреляционная функция $G(\tau)$ рассчитывается по формуле:

$$G(\tau) \equiv G(r) = \frac{1}{N-r} \sum_{i=1}^{N-r} X_i X_{i+r}, \tag{2}$$

где $r = 0, 1, 2, \dots, m, m = \sigma N$.

При вычислении плотности спектра мощности максимальная частота (при $k = m$) рассчитывается по формуле:

$$f_{max} = \frac{1}{2\Delta t}, \tag{3}$$

а соответствующие гармонические частоты задаются по формуле:

$$f_k = \frac{k}{2m\Delta t}. \tag{4}$$

Так как автокорреляционная функция четная, то ее Фурье-преобразование содержит только косинусы:

$$\begin{aligned} p(f_k) &\equiv p(k) = \\ &= 4\Delta t \left(\frac{G(0)}{2} + \sum_{r=1}^{m-1} G(r) \cos\left(\frac{\pi r k}{m}\right) + (-1)^k \frac{G(m)}{2} \right) \end{aligned} \tag{5}$$

Далее, β рассчитывается как тангенс угла наклона аппроксимирующей прямой, которая строится мето-

дом наименьших квадратов в логарифмических координатах [12]:

$$\ln(p(f_k)^2) = \ln(E) = -\beta \ln(f_k) \tag{6}$$

С помощью указанного метода исследуются низкочастотные колебания в диапазоне частот фликкер-шума ($4,0 \cdot 10^{-3} \dots 4,0 \cdot 10^{-2}$ Гц).

Корреляционная ритмография и фрактальная размерность

Для отображения состояния динамической системы и степени ее организованности, используют фазовую плоскость с изображенным на ней фазовым портретом сердечного ритма в течение суток. Координатами этой плоскости являются переменные состояния динамической системы. Существует два подхода к определению сложности колебаний сердечного ритма на основе фазовой плоскости – это показатели скаттерограммы в корреляционной ритмографии и показатель фрактальной размерности при фрактальном анализе.

Метод корреляционной ритмографии основан на использовании псевдофазовой плоскости, которая использует значение одной переменной (длина кардиоинтервалов) со сдвигом во времени (рис. 2).

Каждая пара последовательных RR-интервалов на рис.1 изображается как точка с координатами (x, y), где x - значение RRi, а y - RRi + 1. Область точек, полученных таким образом, называют пятнами Пуанкаре или Лоренца, а сам график - корреляционной ритмограммой или скатерограммой.

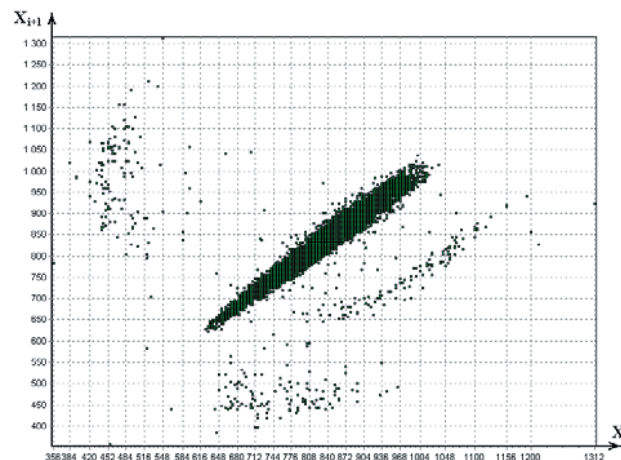


Рис. 2. Псевдофазовая плоскость

Существуют следующие показатели скаттерограммы:

SD1 – стандартное отклонение точек перпендикулярное линии симметрии, характеризующее кратковременную изменчивость, вызываемую в основном дыхательной аритмией;

SD2 - стандартное отклонение точек вдоль линии симметрии, описывающее длительные колебания сердечного ритма [4].

Метод вычисления фрактальной размерности базируется на методе разбиения псевдофазовой плоскости на квадраты (box-counting method) [5], рис. 3 (а, б, в).

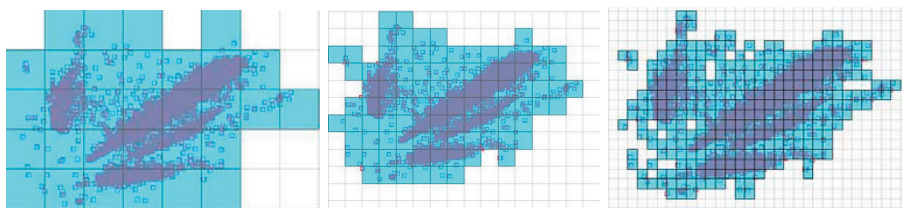


Рис. 3. Процедура расчета фрактальной размерности методом box-counting
 а) $\epsilon = 1/8$, б) $\epsilon = 1/15$, в) $\epsilon = 1/29$, ϵ - длина стороны квадрата

Принцип метода box-counting состоит в том, что размерность множества элементов определяется скоростью возрастания числа квадратов (boxes), содержащих все элементы множества. Пусть $N(\epsilon)$ - количество квадратных областей с длиной стороны ϵ , необходимых для покрытия множества. Тогда значение фрактальной размерности будет вычисляться по формуле:

$$D(S) = -\lim_{\epsilon \rightarrow 0} \frac{\ln N(\epsilon)}{\ln(\epsilon)} \tag{7}$$

На практике, показатель фрактальной размерности определяют как коэффициент наклона аппроксимирующей прямой к графику зависимости $\ln N(\epsilon)$ от $\ln \frac{1}{\epsilon}$ (рис. 4), а именно по формуле:

$$FD = \max(\text{tg}\alpha) \tag{8}$$

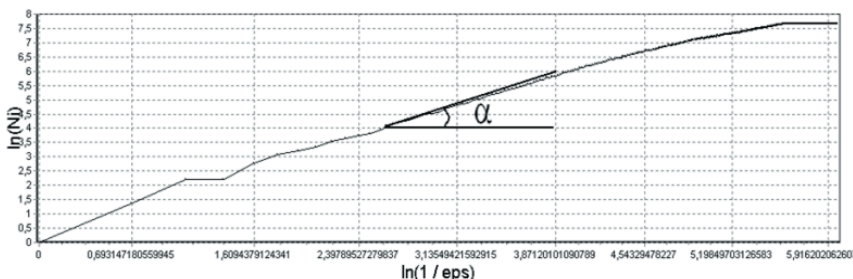


Рис. 4. Вычисление значения фрактальной размерности по методу box-counting

Аппроксимационная энтропия

Для количественной оценки степени повторяемости фрагментов динамических рядов кардиоинтервалов, независимо от частотного диапазона, применяется нелинейная количественная оценка, называемая аппроксимационной энтропией, которая определяет степень регулярности отдельных участков записи сердечного ритма.

Метод расчета аппроксимационной энтропии (англ. – approximate entropy – ApEn) был создан для количественной оценки существования регулярных структур, т.е. структур которые повторяются во временных последовательностях [6]. В качестве таких последовательностей могут анализироваться не только ритмограммы, но и мониторинговые записи других физиологических сигналов.

Для расчета значения аппроксимационной энтропии должны быть введены два начальных значения: m – длина повторяющихся последователь-

ностей и g – т. н. фильтр. Для фиксированных m и g можно вычислить точное значение $ApEn(m,r)$, которое рассчитывается как предел, или как статистическая оценка $ApEn(m,r,N)$ для фиксированного числа N точек временного ряда $u(1), u(2), \dots, u(N)$.

Пусть $\{u(i)\}$ последовательность N точек. На этой последовательности строится

ряд векторов $\{x(i)\}$, где $i = [1; N-m+1]$ находится в промежутке от 1 до $N-m+1$, так, что $x(i) = [u(i), u(i+1), \dots, u(i+m)]$. Этими векторами является m последовательных значений u , начиная с i -го значения.

После чего, вводится расстояние $d[x(i), x(j)]$ между векторами $x(i)$ и $x(j)$, определяющее максимум разницы их соответствующих скалярных компонент.

Используя последовательность векторов $x(1), x(2), \dots, x(N-m+1)$, для каждого $i \leq N-m+1$ рассчитывается значение $C_m(r)$, равное отношению количества значений j к величине ($j \leq N-m+1$) таких, что $d[x(i), x(j)] \leq r$, а $(N-m+1)$, т.е. $C_m(r) = (\text{число значений соответствующих } j) / (N-m+1)$.

Величины $C_m(r)$ с точностью до $\pm g$ определяют регулярность или частоту повторений, подобных заданному, длиной m .

Далее, вводится величину $\Phi_m(r)$:

$$\Phi_m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{i=1}^{N-m+1} \ln(C_{m,i}) \tag{9}$$

Таким образом, вычисляется значение $ApEn(m,r)$:

$$ApEn(m,r) = \lim_{N \rightarrow \infty} [\Phi_m(r) / \Phi_{m+1}(r)] \tag{10}$$

Фактически, для всех процессов оценка $ApEn$, вычисляемая по формуле 2 существует, так как существует однозначно один предел. Если дано N точек, то эта характеристика оценивается статистическим параметром

(формула 11):

$$ApEn(m,r,N) = \Phi_m(r) / \Phi_{m+1}(r). \tag{11}$$

Алгоритмическая сложность Колмогорова

Существует множество методов определения сложности поведения временных рядов. Наиболее многостороннюю оценку дают такие методы нелинейной динамики, как метод LZ-сложности (Lempel-Ziv Complexity method) и предложенная авторами реализация метода оценки алгоритмической сложности Колмогорова.

Метод оценки сложности колебаний ритмограммы на основе алгоритмического подхода Колмогорова состоит в определении уровня повторяемости отдельных фрагментов сердечного ритма [7]. Идея метода заключается в применении линейного архиватора и сравнении исходной и сжатой последо-

вательностей кардиоинтервалов. Наряду с показателем аппроксимационной энтропии [6], данный метод может применяться для оценки повторяемости фрагментов кардиоинтервалограммы. При этом основной смысл метода заключается в построении словаря регулярностей по исходной кардиоинтервалограмме и/или разностной последовательности.

Подобный подход, получивший название LZ-complexity [8, 9], был разработан и предложен в 1978 году учеными Abraham Lempel, Jacob Ziv. Однако, предложенный нами метод был спроектирован так, чтобы анализировать последовательности сокращений при нарушениях ритма сердца, т.е. анализируя не только степень сжатия числовой последовательности, но и сам словарь, т.е. наиболее часто повторяющиеся последовательности интервалов сердечных сокращений (длительности RR-интервалов или величины мгновенных частот сердечных сокращений).

Структурная схема реализации алгоритмического подхода Колмогорова изображена на рис. 5. Так как во временном ряде присутствуют регулярные промежутки, то его можно кодировать. Принцип кодирования заключается в том, что с помощью метода сжатия LZW осуществляется архивация временной последовательности (рис. 6).

При этом, коэффициент сжатия будет вычисляться по формуле:

$$\text{Compress_ratio} = \frac{N_{\text{АП}}}{N_{\text{ИП}}}, \tag{12}$$

где $N_{\text{АП}}$ - количество значений (длина) архивированной последовательности, $N_{\text{ИП}}$ - количество значений (длина) исходной последовательности.

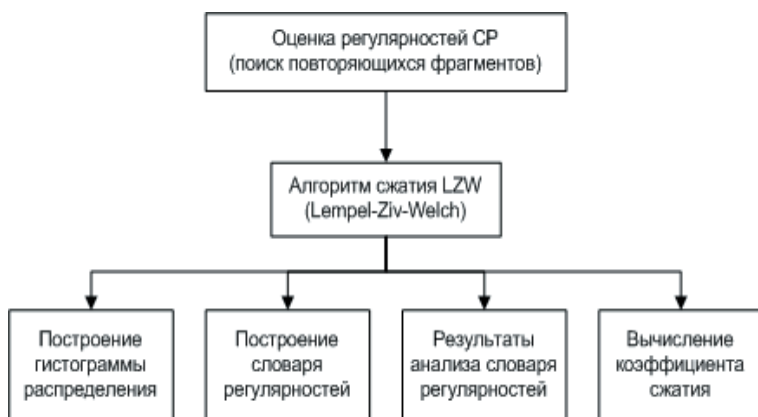


Рис. 5. Структурная схема алгоритмического подхода Колмогорова

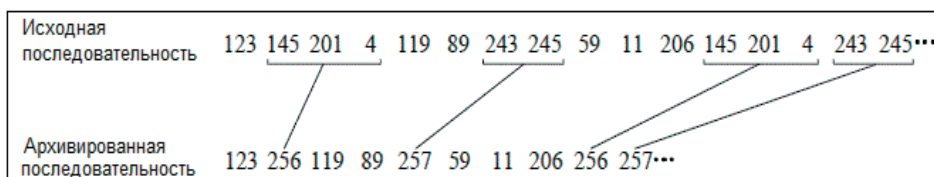


Рис. 6. Принцип работы алгоритма архивации LZW [10]

3. Программное обеспечение для оценки адаптационных резервов организма человека

В работе было разработано программное обеспечение в системе NI LabVIEW для автоматизации процесса обработки данных, на основе описанных в п.2.2 методов, и облегчения анализа данных.

Спектральный анализ

В работе было разработано программное обеспечение в системе LabVIEW, автоматизирующее спектральный анализ фрагментов пульсограммы, регистрируемой в течение 24 часов. Также, в программе производится расчет плотности спектра мощности по алгоритму быстрого преобразования Фурье и строится график плотности спектра мощности в разных диапазонах частот (рис. 7).

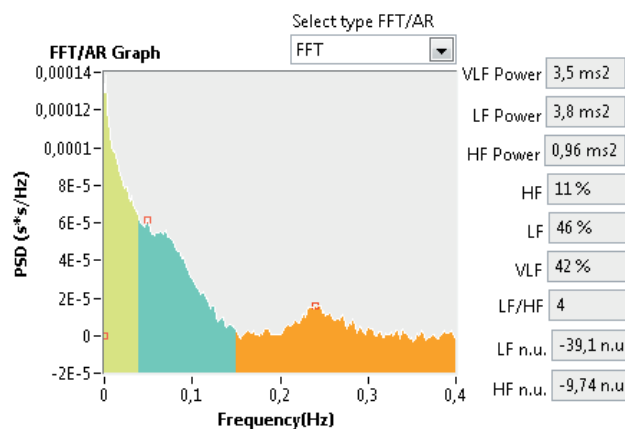


Рис. 7. Спектральный анализ (график спектра мощности, рассчитанный методом Уелча)

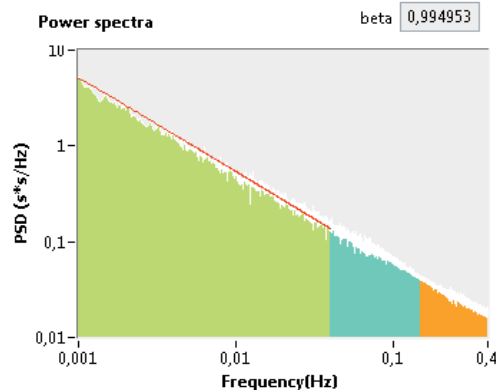


Рис. 8. Вычисление показателя β и спектр мощности (рассчитанный через автокорреляционную функцию по теореме Виннера-Хинчина)

На рис. 8 изображен график плотности спектра мощности в логарифмических координатах, который линейно аппроксимирован прямой, тангенс угла наклона которой и является значением показателя фликкер-шума (параметр β).

Кроме того, в программе предусмотрена возможность выбора параметров быстрого преобразования Фурье (рис. 9).

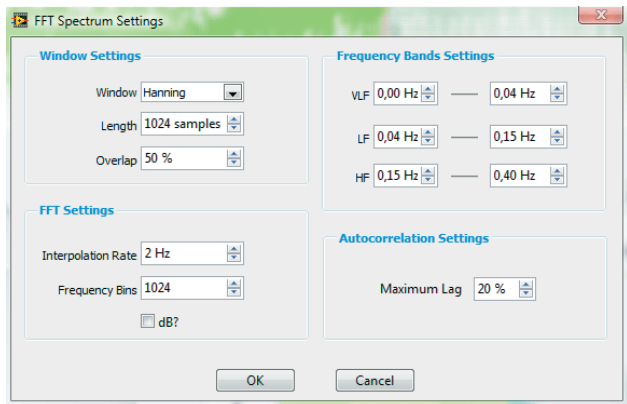


Рис. 9. Окно настройки параметров быстрого преобразования Фурье

Фрактальная размерность, показатели скаттерогаммы и аппроксимационная энтропия

В работе было разработано программное обеспечение автоматизации расчета значений фрактальной размерности и показателей скаттерогаммы в среде NI LabVIEW.

Результаты работы программного модуля построения графика Пуанкаре (скаттерогаммы), а также результатов вычисления показателей стандартного отклонения изображено на рис. 10.

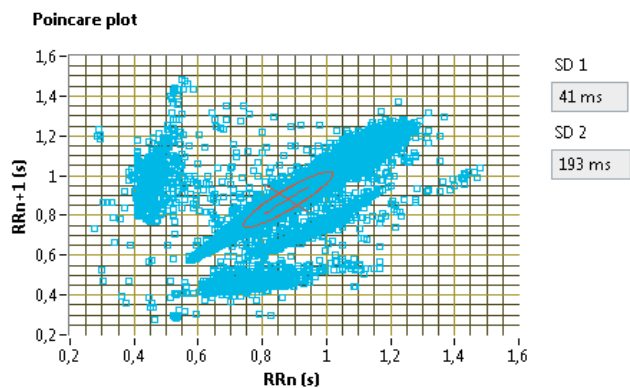


Рис. 10. Результаты работы программного модуля реализации корреляционного анализа ритмограммы

Результаты работы программного модуля расчета фрактальной размерности и аппроксимационной энтропии для фрагментов суточной записи сердечного ритма изображены на рис. 11.

Для вычисления сложности поведения, а именно степени повторяемости фрагментов пульсограммы, значение $ApEn$ вычисляется при коэффициентах подобия r , равных 0,1; 0,2; 0,25; 0,3 [11]. Предельным значением точности измерений обычно выбирают значение $0,1 \cdot SD$, находящееся на границе погрешности измерительной аппаратуры.

Большее значение $ApEn$ соответствует меньшей регулярности (повторяемости паттернов) и наоборот.

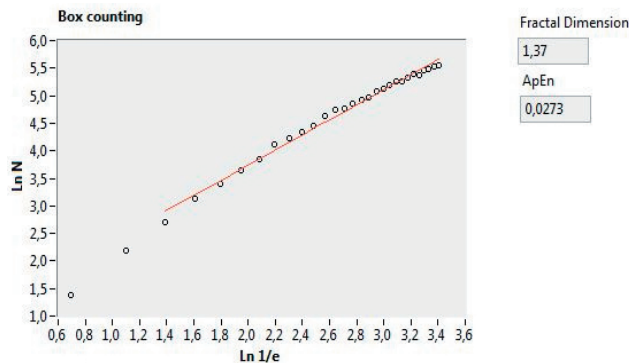


Рис. 11. Результаты расчета фрактальной размерности методом box-counting и аппроксимационной энтропии

Алгоритмическое сжатие Колмогорова

Программа автоматизации вычисления алгоритмической сложности Колмогорова содержит возможность загрузки исходной последовательности, выделения на ней интересующих временных интервалов, построения словаря регулярностей с вычислением его характеристик (количество повторения цепочки регулярности и ее длина), построение гистограммы сжатой (архивированной) последовательности и вычисление коэффициента сжатия (рис. 12).

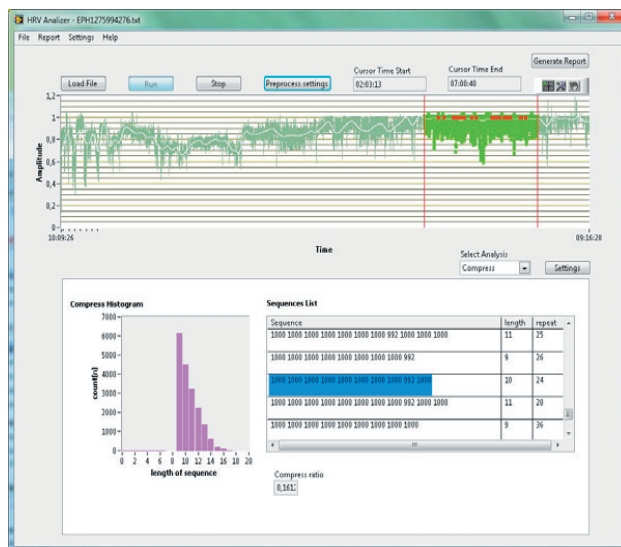


Рис. 12. Результат программной реализации алгоритмического подхода Колмогорова

4. Результаты применения методов оценки суточного сердечного ритма

Входными данными, при исследованиях методов, служили показания суточного сердечного ритма 23 пациентов, с различными функциональными нарушениями работы сердечно-сосудистой системы разной сложности.

Входные ритмограммы были обработаны описанными выше методами, в результате чего были сделаны выводы о целесообразности, а также точности, работы каждого из подходов.

Метод оценки алгоритмической сложности Колмогорова

Разработанная реализация метода оценки алгоритмической сложности Колмогорова позволяет, в отличие от метода оценки сложности LZ-complexity, оценивать не только количество уникальных паттернов, которые встречаются во временной последовательности, но и их периодичность, длину, внутреннюю структуру, а также временные характеристики, т.е. время суток, в которое они встречаются. Благодаря четкому отображению формы часто повторяющихся фрагментов пульсограммы, можно получить физиологически интерпретируемых паттернов, являющиеся отражением процессов, происходящих как в системе кровообращения, так и в целостном организме. Разработанный метод может быть полезным дополнением к существующим методам вариационной пульсометрии [7].

Методы построения фазовой плоскости и вычисления фрактальной размерности

Методы построения фазовой плоскости и вычисления фрактальной размерности позволяют оценивать регулярность флуктуаций (суточной) ритмограммы за 24 часа.

Метод корреляционной ритмографии позволяет определить число, типы и характер аттракторов и дает возможность по виду фазовых траекторий наглядно представить всю совокупность изменений, возникающих в динамической системе. Возникновение на псевдофазовой плоскости аттракторов близких к предельному циклу (в виде точек, отрезков прямой, окружностей и т.п.) в режимах сна или бодрствования свидетельствует о снижении регуляторных резервов, а наличие длительных интервалов нестабильного, сложно колеблющегося сердечного ритма, свидетельствует о высоком напряжении регуляторных механизмов организма. Данный метод достаточно информативен для оценки ситуаций угрозы приближения системы к границам регуляторного диапазона, а также для диагностики ситуаций снижения регуляторной избыточности, являющихся прогностическим критерием угрозы развития острых расстройств кровообращения.

Метод фрактальной размерности требует для анализа числовые последовательности большой длины, что, в отличие от корреляционной ритмографии, снижает его прогностическую значимость для выявления угроз наступления внезапных событий.

Метод аппроксимационной энтропии

Резкое снижение показателя аппроксимационной энтропии, особенно в сочетании со снижением variability сердечного ритма, является угрожающим признаком снижения регуляторной избыточности организма и может рассматриваться как признак увеличения вероятности наступления внезапной сердечной смерти. Такие ситуации часто наблюдаются в отделениях кардиореанимации у больных сердечной недостаточностью, острым инфарктом миокарда (ИМ), после нескольких перенесенных ИМ в анамнезе и др.). Преимуществом данной оценки является ее применимость для обработки последовательностей кардиоинтервалов относительно небольшой длины. Например, минуты и десятки минут, что повышает прогностическую значимость метода.

Метод фликкер-шума

Оценка флуктуаций циркадного ритма имеет большой клинический интерес, так как существенные отклонения ритма в области сверхнизких частот могут свидетельствовать о серьезных нарушениях работы сердечно-сосудистой системы организма человека.

5. Выводы

Исследования, связанные с определением степени отличия кардиоинтервалов, когда в ритме присутствует большое количество переходных процессов и необходимо оценить динамику изменений структуры регуляторных реакций системы кровообращения и организма в целом, имеют клинический интерес. Предложенный метод применения и интерпретации результатов стохастического гомеостаза может быть эффективным дополнением к методам вариационной пульсометрии.

Применение разработанного метода для обработки пульсограмм здоровых лиц, спортсменов и пациентов с артериальной гипертонией и хронической недостаточностью кровообращения позволит выявить нормальные и патологические паттерны описанных показателей нелинейной динамики в режимах сна, бодрствования и переходных процессов (пробуждение, подготовка ко сну), относительно которых будет возможно проведение анализа показателей и определение положительной или отрицательной динамики состояния здоровья пациента.

Литература

1. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (Методические рекомендации). / Под ред. Р.М. Баевского и соавт. Москва, 2002.
2. Телемедицина. Новые информационные технологии на пороге XXI века / Под ред. Р.М. Юсупова, Р.И. Полонникова. - СПб, 1998. - 487 с.
3. Настенко Є.А. Закономірності самоорганізації та регуляції кровообігу людини: Автореф. дис. докт. біол. наук: Спец. 03.00.02, Київськ. Нац. унів. ім. Т. Шевченка. - 37 с.
4. Юсупов Р.М., Полонников Р.И. Новые информационные технологии на пороге XXI века. - СПб, 1998. - 487 с.
5. Rajendra Acharya U, Paul Joseph K, Kannathal N, Lim Choo Min and Jasjit Suri S, Heart Rate Variability, Advances in Cardiac Signal Processing, Springer-Verlag Berlin Heidelberg 2007, pp.121-165.
6. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. Proc Natl Acad Sci USA 1991;88:2297-2301.

7. O. Kyselova, Ie. Nastenko, M. Gerasymchuk. Heart rate complexity definition using Kolmogorov algorithmic complexity method. Eastern-European Journal of Enterprise Technologies – №1/10(49), 2011, P. 11- 14.
8. Lempel A, Ziv J. On the complexity of finite sequences. IEEE Trans Information Theory 1976; IT-22: 75–88.
9. Hu J, Gao J, Principe J. Analysis of biomedical signals by the lempel-ziv complexity: the effect on finite data size. IEEE Trans Biomed Eng 2006; 53: 2606–9.
10. Steven W. Smith, The scientist and engineer's guide to digital signal processing, California Technical Publishing, San Diego, CA, 1997.
11. Milnor W.R. Hemodynamics. – Baltimore: Williams a. Wilkins, 1984. – 419p.
12. Peng CK, Havlin S, Stanley HE, et al. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. Chaos, 1995, 5 (1), pp. 82-87.

Дана загальна характеристика середі функціонування страховика, проаналізовано процес формування страхового капіталу, зовнішні та внутрішні фактори формування капіталу

Ключові слова: власний капітал страховика, платоспроможність страховика

Дана общая характеристика среды функционирования страховой компании, проведен анализ процесса формирования капитала страховщика, выделены внешние и внутренние факторы, оказывающие влияние на этот процесс

Ключевые слова: собственный капитал страховщика, платежеспособность страховщика

The paper is devoted to giving general characteristic of the environment of functioning of the insurance company, to analyze the process of insurer's capital formation, identified internal and external factors that influence this process

Keywords: equity capital of the insurer, the solvency of the insurer

УДК 519.865

АНАЛИЗ ИНФОРМАЦИОННЫХ И ФИНАНСОВЫХ ПОТОКОВ, ОБЕСПЕЧИВАЮЩИХ ФУНКЦИОНИРОВАНИЕ СТРАХОВОЙ КОМПАНИИ

Ю. В. Конохова

Ассистент

Кафедра компьютерной математики и математического моделирования

Национальный технический университет «Харьковский политехнический институт»

ул. Фрунзе, 21, г. Харьков, Украина, 61002

Контактный тел.: 067-576 48 58

E-mail: KonokhovaYulia@mail.ru

1. Введение

Сегодня в виду активного развития страхового рынка возникает проблема недостаточности экономических разработок, обеспечивающих управление страховыми компаниями. Для эффективного управления страховщиком необходим достаточно мощный математический аппарат и применение современных информационных систем. Такой симбиоз математических, экономических и информационных разработок в отечественной науке является непривычным, и только начинает развиваться. При этом необходимость таких систем очевидна. Страховая компания является не просто частью специфического института страхования, фактически, страховая компания представляет собой систему, функционирование которой обусловлено внешними воздействиями, управ-

ляющими воздействиями и особенностью процессов, характерных именно для страховой деятельности. Целью статьи является формализация финансовых и информационных потоков, а также управляющих воздействий, обеспечивающих функционирование страховщика.

2. Среда функционирования страховой компании

Структура среды функционирования страховщика может быть выявлена, в результате анализа видов внешних воздействий, оказываемых на компанию. Успешность деятельности страховщика обусловлена рядом внешних факторов, а именно:

- деятельностью государственных (законодательных и исполнительных) органов;