

11. **Севастьянов В. Д. и др.** Радиометрический комплекс с гамма-спектрометрами для измерения характеристик полей нейтронов ядерно-физических установок // Измерительная техника. 2013. № 3. С. 44—50; **Sevast'yanov V. D., Kovalenko O. I., Zelenov D. A., Orlov A. V.** Radiometric Complex with Gamma Spectrometers for Measuring the Characteristics of Neutron Fields at Nuclear-Physics Installations // Measurement Techniques. 2013. V. 56. N. 3. P. 314—321.

12. **Маслов Г. Н., Севастьянов В. Д., Кошелев А. С.** Метод расчета спектра нейтронов по результатам измерений с интегральными детекторами, реализованный в новой версии программы KASKAD // Измерительная техника. 2003. № 5. С. 58—62; **Maslov G. N., Sevast'yanov V. D., Koshelev A. S.** A Method of Calculating the Spectrum of Neutrons from the Results of Measurements with Integrated Detectors Realized in a New Version of the KASKAD Software // Measurement Techniques. 2003. V. 46. N. 5. P. 505—512.

13. **ГСССД МР 182—2011.** Методика восстановления спектров нейтронов ядерных реакторов и нейтронных генераторов KASKAD 200(176).

14. **ENDF/B-IV.** Dosimetry File, BNL-NCS-50446 (ENDF-216), 1975.

15. **Solwerer O.** ENDL-78, LLLEvaluatedNuclearDataLibrary-IAEA-NDS-11 (Rev.1). 1980.

16. **ГСССД 131—89.** Нейтронно-активационные детекторы для реакторных измерений. Сечения реакций взаимодействия нейтронов с ядрами.

17. **ГОСТ 8.105—80.** ГСИ. Государственный специальный эталон и государственная поверочная схема для средств измерений плотности потока и флюенса нейтронов на ядерно-физических установках.

Дата принятия 27.01.2014 г.

МЕДИЦИНСКИЕ И БИОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

53.082.9:612.172.2

Структурно-частотный анализ ритмограмм больных людей

А. А. КУЗНЕЦОВ

Владимирский государственный университет им. А. Г. и Н. Г. Столетовых,
Владимир, Россия, e-mail: artemi-k@mail.ru

Предложен параметрический метод структурно-частотного анализа электрокардиографической информации, позволяющий качественно классифицировать условное функциональное состояние организма больных людей и по его динамике судить об эффективности назначенных врачом процедур интенсивной терапии. Обнаружены и проанализированы отличия распределения мощности спектральных составляющих ритма на параметрической диаграмме функциональных уровней больных и здоровых людей.

Ключевые слова: диаграмма ритма сердца, функциональное состояние организма, управление и регуляция ритма сердца.

The offered parametric method of electrocardiography information structure-frequency analysis allows to classify qualitatively the sick people organisms conditional functional state and by its dynamics to estimate the effectiveness of intensive therapy procedures. The rhythm spectral components power distribution differences on the functional levels parametric diagram of sick and healthy people were disclosed and analyzed.

Key words: heart rhythm diagram, functional state of organism, heart rhythm control and regulation.

При формировании новых принципов, подходов и методов интегративной медицины базовым постулатом для оценки функционального состояния организма (ФСО) человека является переход от кластерной модели анализа гомеостатических параметров к модели системы, наиболее реактивной на стимулы среды влияния. На данный момент общепризнанной реактивной системой организма является сердечно-сосудистая, а единственным, разработанным до уров-

ня стандартов методом оценки ФСО — метод вариабельности ритма сердца (ВРС) [1].

Автор считает, что существуют три основания для распространения на больных людей логики структурно-топологического анализа диаграмм ритма сердца (ДРС), применяемой в рамках донозологической диагностики ВРС [2—5]: регуляторные и адаптационные механизмы одинаковы для здоровых и больных людей [1]; эффективность совмещения

«шкалы ФСО» и системы «Светофор» физиологических состояний [2, 3]; существование стабильных и метастабильных состояний, отображаемых на сетке линий равного наклона уровней ФСО [3—5].

Имеется и серьезное основание против переноса методики структурно-топологического анализа на ДРС больных людей, связанное с использованием статистического подхода к ритмограммам людей разных возрастов, заболеваний и тяжести состояний, т. е. не образующих статистический ансамбль.

Цель работы — разработка методики структурно-частотного анализа для ритмограмм больных людей с формированием структурно-частотной модели регуляции ритма сердца для этой категории людей.

Экспериментальная часть. За период 1998—2011 гг. проведено более 2000 регистраций электрокардиограмм (ЭКГ) в отделениях реанимации клинических учреждений г. Владимира и его области. Эти регистрации выполняли во втором отделении монитором Холтера лицензированного комплекса амбулаторной регистрации электрокардиосигнала «AnnA Flash 3000» [6]. После сертификации по длине записи в 20 мин [3] и единой частоте оцифровки 1000 Гц выбранной методике анализа оказались соответствующими ДРС 126 регистраций 31 обследованного клиента. При первичной обработке данные ЭКГ конвертировали в ритмограммы или диаграммы ритма сердца в форме последовательностей значений RR-интервалов.

Посредством встроенной процедуры «Heart rate variability» (HRV) программы «pEScreen» [7] комплекса «AnnA Flash 3000» для отобранных ДРС определяли выборочные значения основных параметров ВСР, соответствующие рекомендациям стандартов [1] и известной методике донозологической диагностики Р. М. Баевского [2]. Во временной области анализа ДРС находили стандартное отклонение σ , среднее значение $\langle X \rangle$ и вариационный размах ΔX ; в частотной области — полную спектральную мощность TP , спектральные мощности диапазонов ультранизких ULF (0—0,00333 Гц), очень низких VLF (0,00333—0,04 Гц), низких LF (0,04—0,15 Гц) и высоких HF (0,15—0,4 Гц) частот [1, 8]. В части ярусной технологии структурно-топологического анализа ДРС по методике, предложенной автором в [3—5, 8], определяли количество информации, информационную энтропию I^* , избыток информационной энтропии i , количество $k_{\text{я}}^*$ рабочих (наполненных) ярусов и средне-выборочное межъярусное расстояние $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$ на ДРС. Текстовые файлы ЭКГ, ДРС и соответствующие им указанные выше параметры заносили в базу данных для последующего сопоставительного анализа.

Результаты структурно-топологического анализа ритмограмм. К анализу представлены три среза распределения $\sigma(I^*)$ [3—5], построенного по отобранным ДРС (рис. 1, а): минимальный — $\sigma = 3...7$ мс, средний — $\sigma = 38...44$ мс и высокий — $\sigma = 89...108$ мс (рис. 1, б).

Применение методики структурно-топологического анализа [3—5] к ритмограммам больных людей обнаружило изменение характера распределения данных на сеточной структуре уровней ФСО относительно линии $H(X)$ виртуальной ритмограммы [3, 4]. Данные распределились следую-

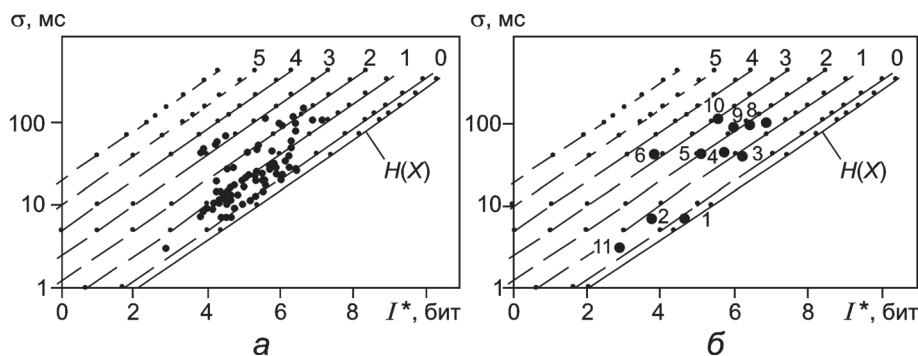


Рис. 1. Точечное параметрическое распределение данных ДРС больных людей (клиентов) на сетке линий равного наклона уровней ФСО: а — общее; б — по срезам минимальных, средних и высоких значений σ ; 1—11 — клиенты

щим образом: на нулевой уровень $i = 0$ приходится 17 регистраций; на первый $i = 1$ бит — 92 регистрации (73 %); на второй $i = 2$ бит — 11 регистраций; на третий $i = 3$ бит — 6 регистраций. При этом точки на параметрическом распределении по всем регистрациям находятся как на ожидаемых линиях сетки, так и между ними, в отличие от результатов ранее проведенных исследований здоровых молодых людей [3, 4]. Рассеяние точечных данных в форме расщепления уровней ФСО позволило предположить наличие переходных метастабильных состояний (см. рис. 1, а).

При общем несимметричном распределении данных ДРС на рис. 1 можно заметить их внутреннее структурирование вдоль линий сетки или по стадиям ФСО. С одной стороны, при малых $i = 0$; 1 бит распределения по каждому уровню смещены вниз, а при росте значения i распределения по каждому последующему уровню ФСО смещаются в верхние области сетки. Иными словами, большие значения параметров σ и I^* соответствуют большим значениям i , а малые значения этих параметров определены малыми i . С другой стороны, практически все точки на рис. 1, а по всем линиям сетки (уровням ФСО) имеют одинаковые границы параметрического интервала $\Delta I^* = 3,8...6,8$ бит. Поэтому контуры распределения стремятся принять форму условного параллелограмма с границами линии сетки и указанного интервала ΔI^* .

Ранее проводя структурно-топологический анализ ритмограмм здоровых людей, автор не задавался вопросом о форме контура распределения. Актуальными были исследования внутривидовых изменений: деформаций и сдвигов линий сетки [3]. При переносе методики структурно-топологического анализа ритмограмм здоровых людей [4] на ритмограммы больных появилась возможность сравнения макроформ параметрических распределений. По данным здоровых людей рассматриваемое параметрическое распределение также ограничено в контурах условного параллелограмма, но, в отличие от больных, с границами линии сетки и интервала $\Delta \sigma = 20...100$ мс [3—5, 8]. Полученное качественное различие границ и ориентации макроформы требует исследований вне рамок структурно-топологического анализа с уточнением характеристик объекта и направления исследования.

Изменение направления исследования. Автор не имеет ни стандартного медицинского образования, ни, следовательно, клинической практики. Поэтому в работах по меди-

Параметры структуры и спектра плотности мощности ДРС

Клиент (ДРС)	Дата	σ , мс	I^* , бит	i , бит	$\langle X \rangle$, мс	$K_{\text{я}}^*$	$\langle \Delta_{\text{яp}} \rangle$, мс	ULF , $\text{мс}^2 \cdot \text{Гц}$	VLF , $\text{мс}^2 \cdot \text{Гц}$	$ULF + VLF$, $\text{мс}^2 \cdot \text{Гц}$	LF , $\text{мс}^2 \cdot \text{Гц}$	HF , $\text{мс}^2 \cdot \text{Гц}$
$\sigma_{\min} = 3...7$ мс (точки 1, 2, 11 на рис. 1, б)												
1	14.11.2010	7	4,66	-0,27	472	49	3,10	756	10	766	2	2
2	26.11.2010	7	3,77	0,62	438	29	5,25	651	48	699	6	2
11	07.05.2000	3	2,90	0,27	501	21	1,00	842	1	843	0	2
$\sigma_{\text{cp}} = 38...44$ мс (точки 3—6)												
3	06.01.1998	38	6,25	0,58	747	135	2,07	2028	1277	3305	648	277
4	16.01.2000	44	5,76	1,29	806	116	2,07	3777	224	4001	44	57
5	12.01.2010	41	5,12	1,83	782	72	4,04	3193	1132	4325	540	276
6	19.12.1999	41	3,85	3,1	773	31	11,33	2083	151	2334	449	1145
$\sigma_{\max} = 89...108$ мс (точки 7—10)												
7	27.04.2008	99	6,88	1,34	947	217	2,59	9035	10460	19495	2808	1382
8	09.11.2010	93	6,41	1,72	486	2141	3,43	1948	1197	3145	3092	5960
9	09.11.2010	89	5,99	2,07	486	204	3,25	1548	1101	2649	2878	5560
10	09.11.2010	108	5,58	2,76	492	160	4,31	810	1161	1971	4151	9508

цинской тематике, когда в качестве объекта исследования выбирается реализация результирующего физиологического процесса в цифровом или графическом формате, необходимо установить границы дозволенного. Такие границы определены с одной стороны — теоретическими и практическими знаниями физиологии и патофизиологии человека, с другой — искусством практической деятельности врача. Область нозологических исследований, где проявляется симптоматика патологических процессов, по указанным причинам для автора является запретной. Однако существуют как минимум два основания для проведения подобных исследований: непрерывное применение процедур интенсивной терапии для больных людей — клиентов реанимационных отделений, направленное на улучшение общего ФСО; применение уровней ФСО в качестве результирующего критерия анализа (см. выше). В таком случае, результатом исследования является не «истинное ФСО» больного, а средний уровень подготовки, квалификация и искусство врача-реаниматолога, оцениваемые по уровню условного ФСО (УФСО).

В данном случае клинические мероприятия и регистрации проводил один врач-реаниматолог, но и это не дает основания считать ритмограммы «изготовленными по одному рецепту». Однако по достигнутому уровню УФСО можно судить о качестве работы врача.

Содержание работы принимает иное направление исследования с конкретным прикладным и актуальным наполнением: создание простого и надежного автоматизированного физико-математического инструментария для количественной оценки оперативных действий врача по признакам улучшения УФСО больного и стабильности его состояния без обозначения симптомов патологии и истории болезни. Изменение направления исследования при сохранении цели работы вносит коррективы в методику анализа с необходимостью разработки и проведения структурно-частотного анализа ритмограмм (СЧАР) больных людей.

Структурно-частотный анализ ритмограмм. По выделенным ритмограммам (обозначены на рис. 1, б номерами 1—11) расчетные данные параметров структуры ДРС σ , I^* , i , $\langle X \rangle$,

$K_{\text{я}}^*$, $\langle \Delta_{\text{яp}} \rangle$ и параметров спектров плотности мощности ДРС (ULF , VLF , $ULF+VLF$, LF , HF) представлены в таблице отдельно по каждому срезу распределения $\sigma(I^*)$ с обозначением соответствующего номера клиента. Параметр TP определен в пределах 20-минутной записи ЭКГ суммой по четырем спектральным составляющим: ULF , VLF , LF , HF .

В таблице и далее по тексту обозначение спектрального диапазона используется для обозначения мощности этого диапазона. Единицами измерения параметров I^* , i являются единицы измерения количества информации, отнесенные к разряду (*) или к отсчету, соответственно.

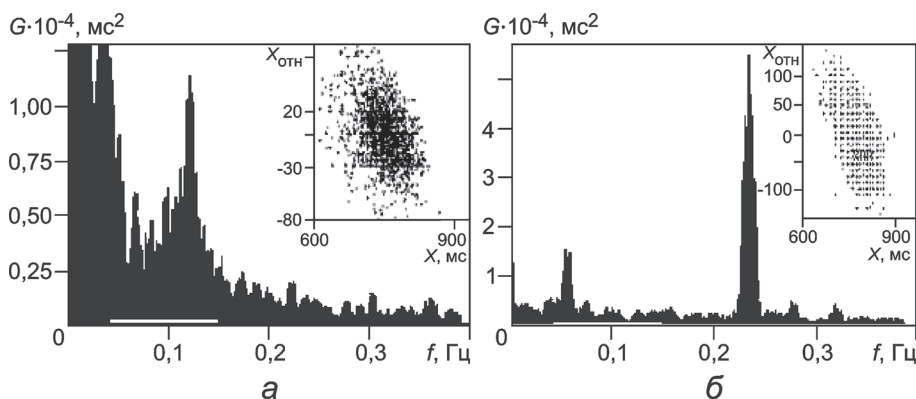


Рис. 2. Спектры плотности мощности $G(f)$ и хаосграммы $X_{\text{отн}}(X)$ ритмограмм, соответствующие точкам 3 (а) и 6 (б) по рис. 1, б. Горизонтальная белая линия на частотной шкале выделяет диапазон LF

Параметрические точки на рис. 1, б, определенные ритмограммами больных людей в условиях интенсивной терапии, имеют тенденцию распределения на сетке уровней ФСО, полученной для ритмограмм здоровых людей [3—5]. Это указывает на то, что смена уровней ФСО происходит одинаково на непрерывно-дискретной шкале ФСО в направлении здоровья—болезнь и наоборот. Иными словами, уровни ФСО и УФСО совпадают, подтверждая третье основание применения методики структурно-топологического анализа для ДРС больных людей.

При росте номера уровня УФСО при малых $\sigma < 7$ мс наблюдаются следующие изменения параметров ритма сердца (см. таблицу): I^* падает на 20 %; i прирастает на 1 бит;

при относительно постоянном значении $\langle X \rangle$ величина $k_{\text{я}}^*$ падает в 1,5 раза, а $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$ возрастает в 2 раза. На спектрах плотности мощности слабые изменения в диапазоне ULF при околонулевых значениях в трех других диапазонах. Ритм сердца нитевидный. Точка 11 (см. рис. 1, б) отнесена к нулевому уровню ФСО ($i = 0,27$ бит, $\sigma = 3$ мс). Соответствующая ДРС характеризуется минимальными значениями структурных параметров I^* , $k_{\text{я}}^*$, $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle = \Delta x$, а спектральные мощности диапазонов VLF , LF и HF близки к нулевым.

При средних $\sigma = 38...44$ мс и росте i наблюдаются следующие изменения параметров ритма сердца (см. таблицу, рис. 2): I^* убывает в 1,5 раза; $\langle X \rangle$ имеет слабую тенденцию к росту;

$k_{\text{я}}^*$ монотонно снижается в 4 раза; $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$ ускоренно возрастает в 5 раз. Эти изменения параметров наглядно продемонстрированы при сравнении хаосграмм (рис. 2, а, б). На спектрах плотности мощности медленный рост в объединенном диапазоне ($ULF+VLF$) сменяется резким падением в 2 раза при сильной вариабельности мощности в диапазонах LF и HF . Переход к большим значениям мощности может сопровождаться аритмией, определенной на спектрах в форме биений и расслоений сигнала на гармоники (для ритмограмм клиентов 4, 5).

При высоких $\sigma = 89...108$ мс и при росте i наблюдаются следующие изменения параметров ритма сердца (см. таблицу): I^* уменьшается в 1,2 раза; $\langle X \rangle$ резко падает в 2 раза

и далее остается неизменной; при этом $k_{\text{я}}^*$ резко возрастает в 10 раз, а затем также скачком возвращается к исходному значению; $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$ возрастает в 1,5 раза. На спектрах плотности мощности экспоненциальное падение в диапазоне ($ULF+VLF$) определено экспоненциальным падением мощности в диапазоне ULF и однократным падением в 9 раз при первом переходе с выходом на постоянное значение в диапазоне VLF . Мощность $G(f)$ в диапазоне LF монотонно растет, а в диапазоне HF возрастает в 6 раз. В конечном итоге мощности диапазонов LF , HF по отдельности и совместно начинают превалировать по величине над спектральным наполнением диапазонов низких частот с организацией формы широкополосного спектра.

В направлении 7—10 (см. рис. 1, б) форма распределения на ритмограмме меняется от двухвершинного до нормального, что при широкополосном спектре и росте среднего межъярусного промежутка $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$ (см. таблицу) может свидетельствовать об утрате связи между ритмом сердца и внесердечными механизмами регуляции.

Обсуждение результатов. Микроструктура реализаций на ДРС во всех трех выделенных к анализу случаях (срезах) практически одинакова: при росте i нарастает шаг дискретизации дифференциальной составляющей $X_{\text{отн}}$ хаосграммы (ДСХ). При малых значениях σ площадь рассеяния хаосграммы с формой веретена минимальна, а ее геометрический центр имеет координаты минимального среднего значения $\langle X \rangle = 450...500$ мс для всех i . Для средних значений σ площадь рассеяния хаосграммы резко возрастает с появлением признаков многомодальности по обеим составляющим при росте $\langle X \rangle$ в 1,5 раза. При высоких значениях σ и при росте i площадь рассеяния хаосграммы убывает и изменяется ее форма: от многомодальной по ритмической составляющей к многомодальной по обеим составляющим с уменьшением $\langle X \rangle$ в 1,5 раза. Именно появление многомодального (многовершинного) распределения RR -интервалов на ритмограмме является основной причиной замеченного выше расщепления уровней ФСО (см. рис. 1, а). В этих случаях σ , оставаясь по форме записи средней квадратической величиной, теряет связь с нормальным распределением, характерным для здоровых людей [3, 4, 9].

На рис. 3 схематично представлены результаты структурно-частотного анализа ритмограмм, из которых следует $LF_7 > LF_3 > LF_6$, $HF_6 > HF_3$, $ULF_3 > ULF_2$, $TP_3 > TP_2$. Номера точек соответствуют рис. 1, б, кроме точки с обозначением (далее т.) 0. Заметим, что для ритма сердца реанимационных больных при σ_{min} и $i > 2$ бит данные отсутствуют (см. рис. 1, б). Это может быть связано с тем, что нарастающий в направлении роста i шаг дискретизации ДСХ становится настолько большим (см. таблицу), что значения $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$ оказываются соизмеримыми с элементами морфологии кардиоциклов на ЭКГ. Устойчивое постоянное или периодическое детальное искажение морфологии кардиоцикла в зависимости от того, размер какого участка начинает превышать значение $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$, может свидетельствовать о развитии аритмии.

Распределения мощностей спектральных составляющих в координатах σ , I^* , i для здоровых и больных людей сильно отличаются, особенно для среза σ_{min} . Мощности по всем диапазонам столь малы, что полная мощность TP_2 определена лишь мощностью диапазона ультранизких частот ULF_2

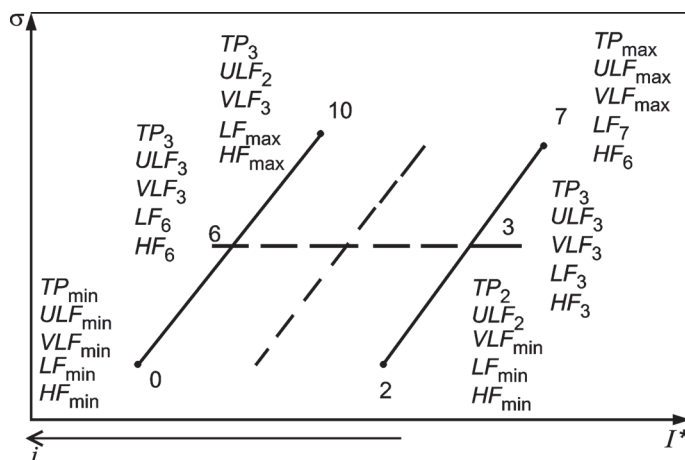


Рис. 3. Схематичное распределение мощностей спектральных составляющих в координатах (σ , I^* , i) на сетке уровней ФСО по данным таблицы и рис. 1, б

вне зависимости от значений I^* , i (см. таблицу, рис. 3). Экстраполяция по двум направлениям 3—2 и 10—6 к точке (далее т.) 0 показывает фактически нулевые значения спектральной мощности по всем диапазонам. У здоровых людей нулевых значений спектральной мощности по диапазонам VLF и ULF не зафиксировано, что объясняется более высоким уровнем минимальных значений $\sigma = 19$ мс. Вероятно, прилежащая к т. 0 параметрическая область на рис. 3, соответствует событию летального исхода. Тогда экспериментально зафиксированным предельным минимальным уровнем полной спектральной мощности TP становится значение $750\text{—}850 \text{ мс}^2 \cdot \text{Гц}$ при практически нулевых вкладах в диапазонах LF , HF (см. таблицу, клиенты 1, 2, 11; рис. 1, б; рис. 3).

При росте значений σ (см. рис. 3) появляются закономерности, характерные для здоровых людей. Действительно, при малых $i = 0; 1$ бит наблюдается совместный рост вклада спектральных составляющих по всем диапазонам спектра плотности мощности. Так происходит по линии 2—7 ($i \approx 1$ бит) сетки уровней ФСО. На диаграмме распределения σ (I^*) при высоких значениях σ и при росте i спектральная мощность монотонно перекачивается в диапазоны высоких частот. Вариационный размах хаосграмм при этом уменьшается по обоим составляющим и с нарастающим шагом дискретизации по ДСХ. Отличия при высоких σ заключаются в том, что в параметрической области около т. 7 при $i = 0; 1$ бит экспериментальные данные ритмограмм больных людей также отсутствуют (см. рис. 1, 3). Для здоровых людей эта область характеризуется наиболее высоким ФСО [3—5, 9] с большой плотностью распределения экспериментальных данных. Именно с этим связано указанное выше изменение макроформы (контура границ) распределения (см. рис. 1, а) в контурах условного параллелограмма, но с границами линий сетки и вертикалей в пределах $\Delta I^* = 2,4 \dots 6,4$ бит.

С одной стороны, такое изменение объясняется уменьшением $\sigma_{\min}$ в 6 раз, что при росте i (т. 0 на рис. 3) приводит к практически нулевым значениям мощности по всем спектральным диапазонам. Этот случай трактуется автором как отсутствие полноценной замены при интенсивной терапии неработающему (сломанному [2]) механизму регуляции со стороны вегетативной нервной системы. Этот механизм в условиях интенсивной терапии заменен гуморальным механизмом регуляции. С другой стороны, при $\sigma_{\max}$ и уменьшении i (т. 7 на рис. 3) работа механизма регуляции (или ее замена) увеличивает мощности спектральных диапазонов HF , LF , не позволяя ритму сердца перейти в режим контроля ($i = 0$ бит) с хаотической вариабельностью [5, 10], модулированной очень низкими частотами диапазонов VLF , ULF . Необходимо помнить, что исследуемая малая часть диапазона ULF ограничена длиной записи (20 мин) и граничит с диапазоном VLF . Отсюда вероятно и сходство в распределении мощностей этих диапазонов на сетке ФСО в условиях работы гуморального механизма регуляции.

Выводы. На основании рекомендуемых трактовок [1, 2, 11—18] факторов влияния на ритм сердца в частотной области анализа и по данным структурно-частотного анализа ритмограмм (см. рис. 2, 3, табл.) возможно сделать следующие выводы.

Сетки линий равного наклона уровней ФСО и УФСО в координатах (σ , I^* , i) совпадают. Распределение мощностей спектральных составляющих для здоровых и больных людей подчиняется общим закономерностям с характерными качественными отличиями при минимальных и максимальных значениях мощностей спектральных составляющих.

Влияние вегетативной нервной системы со стороны парасимпатического и симпатического сегментов, определяемое мощностью спектральных составляющих диапазонов HF , LF , соответственно растет снизу вверх и справа налево по сетке УФСО: от нулевых значений при $\sigma_{\min}$ нижнего среза к максимальному значению для ДРС клиента 10.

Эндогенное влияние по составляющей спектральной мощности диапазона VLF имеет минимальное значение при $\sigma_{\min}$ нижнего среза (см. рис. 1, б). Общая тенденция к росту снизу—вверх по линиям сетки особенно выражена для малых значений i , где σ принимает максимальные значения. Характер изменений поперек сетки — вариативный, с признаками установления постоянной величины. Вероятно, в условиях интенсивной терапии симпатическое влияние на ритм сердца больных людей поделено между диапазонами LF и VLF , что указывает на условность общей границы этих диапазонов на частотной оси.

Экзогенное влияние по составляющей спектральной мощности диапазона ULF имеет минимальное значение при $\sigma_{\min}$ нижнего среза при отсутствии управляющей связи со стороны мозга посредством центральной нервной системы. Связь восстанавливается снизу вверх по линиям сетки УФСО, но для больших значений i она остается неустойчивой. Прежде всего, требуется восстановить именно эту связь.

Л и т е р а т у р а

1. **Heart rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use** // Europ. Heart J. 1996. V. 17. P. 354—381.
2. **Баевский Р. М., Берсенева А. П.** Введение в донозологическую диагностику. М.: Слово, 2008.
3. **Кузнецов А. А.** Системный анализ и обработка электрокардиографической информации: Автореф. дис. на соиск. учен. степ. докт. техн. наук. Н. Новгород, 2012.
4. **Кузнецов А. А.** Энтропия ритма сердца. Владимир: Изд-во Владимир. гос. ун-та, 2009.
5. **Кузнецов А. А.** Измерительные характеристики и свойства информационной энтропии диаграмм ритма сердца // Измерительная техника. 2011. № 7. С. 65—70; **Kuznetsov A. A.** Measurement characteristics and properties of information entropy of heart rhythm diagrams // Measurement Techniques. 2011. V. 54. N. 7. P. 838—845.
6. **Прилуцкий Д. А., Кузнецов А. А., Плеханов А. А.** Накопитель ЭКГ «AnnA Flash 2000» // Методы и средства измерений физических величин. Н. Новгород: НГТУ, 2006. С. 31.
7. **Medical Computer Systems** [Электрон. ресурс]. <http://www.mks.ru> (дата обращения 17.11.2013 г.)
8. **Кузнецов А. А.** Связь между временными и структурно-топологическими характеристиками диаграмм ритма сердца здоровых людей // Информатика и ее применения. 2010. Т. 4. Вып. 4. С. 39—48.
9. **Кузнецов А. А.** Оценка границ и формы «сетки параметрических ячеек» общего функционального состояния организма // Медицинская физика-2010: Материалы 3-го Евраз. конгр. М.: МГУ, 2010. Т. 3. С. 160—162.
10. **Кузнецов А. А., Пермиков С. А.** О естественной нормализации диаграммы ритма сердца. Н. Новгород: Изд-во НГТУ, 2012. № 4(97). С. 363—368.
11. **Анохин П. К.** Философские аспекты теории функциональной системы. М.: Наука, 1978.

12. Агулова Л. П. Принципы адаптации биологических систем к космогеофизическим факторам // Биофизика. 1998. Т. 43. Вып. 4. С. 561—564.

13. Леднев В. В. Биоэффекты слабых комбинированных, постоянных и переменных магнитных полей // Биофизика. 1996. Т. 41. Вып. 1. С. 224.

14. Агаджанян Н. А. и др. Медико-биологические эффекты геомагнитных возмущений. М.: ИЗМИРАН, 2001.

15. Холодов Ю. А. Мозг в электромагнитных полях. М.: Наука, 1982.

16. Холодов Ю. А., Лебедева Н. Н. Реакции нервной системы человека на электромагнитные поля. М.: Наука, 1992.

17. Макеев В. Б. и др. Физиологически активные инфранизкочастотные магнитные поля // Электромагнитные поля в биосфере. М.: Наука, 1984. Т. 2. С. 62—72.

18. Гриднев В. И. и др. Влияние внешних периодических стимулов на вариабельность сердечного ритма у здоровых лиц и у пациентов с ишемической болезнью сердца // Физиология человека. 2006. Т. 32. № 5. С. 74—83.

Дата принятия 11.02.2014 г.

ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

543.08

Повышение точности количественного хроматографического анализа с использованием нейронных сетей

Т. З. ХАБУРЗАНИЯ*, А. В. МЕШКОВ **

* С.-Петербургский государственный политехнический университет, С.-Петербург, Россия, e-mail: timur.kh@iit.icc.spbstu.ru

** Всероссийский научно-исследовательский институт метрологии им. Д. И. Менделеева, С.-Петербург, Россия, e-mail: amesh@b10.vniim.ru

Предложен метод повышения точности хроматографического анализа путем разделения пересекающихся пиков хроматограмм с помощью аппарата нейронных сетей, сопряженного с регуляризующим методом решения некорректных задач. Приведены примеры кратного снижения погрешности анализа.

Ключевые слова: перекрывающиеся хроматографические пики, нейронные сети, регуляризация.

A method of increasing the accuracy of chromatographic analysis by separating of overlapping peaks of chromatograms at application of neural networks combined with a regularization method for incorrect problems solution is suggested. The examples of multiple reduction of the analysis error are presented.

Key words: overlapping chromatographic peaks, neural networks, regularization.

Точность результатов количественного химического анализа сложных смесей органических соединений, таких как нефтепродукты и природный газ, существенно снижается при пересечении близких пиков их компонентов. Такие пересечения происходят вследствие недостаточной разрешающей способности применяемых хроматографических колонок и детекторов. Поскольку зарегистрированная хроматограмма точно так же, как и спектрограмма, представляет свертку аппаратной функции прибора с реальной характеристикой вещества, Рэлей еще в конце XIX в. предположил, что разделения пересекающихся пиков можно достичь решением интегрального уравнения со сверточным ядром относительно свертываемой функции. Это интегральное уравнение является уравнением Фредгольма, решение которого — некорректно поставленная задача. Общий подход к решению подобных задач был предложен лишь в конце XX в.

А. Н. Тихоновым, после чего появилась возможность добиться желаемого результата [1, 2].

Аппаратная функция хроматографа априори неизвестна и изменяется в процессе регистрации хроматограммы с увеличением времени ее выхода, значительно осложняя решение задачи. Можно сделать предположение лишь о виде функции, описывающей хроматограмму и аппаратную функцию. По мнению большинства специалистов, эти функции имеют вид экспоненты с неизвестными параметрами [3]. Однако некоторые специалисты полагают, что они описываются кривыми Лоренца или Коши. В настоящей работе будем придерживаться мнения большинства.

Математически это означает, что если аппаратная функция $k(t) = Be^{-\beta^2 t^2}$, то зарегистрированная хроматограмма $f(t)$ — свертка: