

8. Битюков В. К., Гетманов В. Г., Фирсов А. А. Технология пространственного разрешения системы звуковых излучателей на основе двухэтапного алгоритма цифровой обработки гидроакустических сигналов // Научные технологии. 2010. № 10. С. 6—13.

9. Гетманов В. Г., Фирсов А. А. Оценивание параметров движения источника звука на основе цифровой обработки системы доплеровских гидроакустических сигналов // Акустический журнал. 2011. Т. 57. № 4. С. 479—484.

10. Гетманов В. Г., Модяев А. Д., Фирсов А. А. Метод измерения координат движущегося объекта с помощью пассивной локационной гидроакустической системы // Измерительная техника. 2012. № 3. С. 21—27; Getmanov V. G., Modyaev A. D., Firsov A. A. A method of measurement of the coordinates of a moving object with the use of a passive hydroacoustic detection and ranging system // Measurement Techniques. 2012. V. 55. N 3. P. 248—256.

11. Маслов В. К. Алгоритмы оценки кинематических параметров нестационарных процессов // Измерения в гидроакустике и акустике: Труды ВНИИФТРИ, 2009. Вып. 57(149). С. 214—240.

12. Беляев В. С. и др. Применение время-частотных распределений для оценки параметров движения источников тональных сигналов // Измерительная техника. 1997. № 3. С. 48—52; Belyaev V. S. et al. Use of time-frequency distributions to estimate the parameters of motion of a tonal signal source // Measurement Techniques. 1997. V. 40. N 3. P. 268—275.

13. Торопов В. Н. Доплеровский измеритель параметров траектории движущегося излучателя тонального сигнала в реальном масштабе времени // Труды ВНИИФТРИ, 1999. С. 75—79.

14. Торопов В. Н. Об оценке уровня тонального сигнала при измерении параметров траектории движущегося излучателя методом, основанным на эффекте Доплера // Проблемы и методы гидроакустических измерений: Труды ВНИИФТРИ, 2003. С. 134—140.

15. Савельев И. В. Курс общей физики. В 3-х томах. Т. 1. Механика, молекулярная физика. М.: Физматгиз, 1962.

Дата принятия 31.05.2013 г.

МЕДИЦИНСКИЕ И БИОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

53.082.9+612.172.2

Числовой классификатор функционального состояния организма человека

А. А. КУЗНЕЦОВ

Владимирский государственный университет, Владимир, Россия, e-mail: artemi-k@mail.ru

Предложены методы измерений, системного анализа и обработки электрокардиографической информации. Приведена классификация функционального состояния организма введением нормы в режиме контроля ритма сердца. В рамках модели системы управления и регуляции физического состояния здорового организма посредством режимной вариативности ритма сердца адаптационные механизмы представлены в форме функции обратимости этих систем.

Ключевые слова: классификация, функциональное состояние организма, электрокардиограмма, диаграмма ритма сердца.

The methods of measurements, systems analysis and of electrocardiography information processing are suggested. The classification of organism functional state by introduction of a norm in hear rhythm control regime is presented. Within a framework of the model of system of control and regulation of healing organism physical state by means of regime variability of heart rhythm the adaptation mechanisms are presented in the form of convertibility function of these systems.

Key words: classification, organism functional state, electrocardiogram, heart rhythm diagram.

Окружающая среда является определяющей в формировании психического и эмоционального состояния здоровья людей. Исследование функциональных состояний организма (ФСО) в интервале между нормой и патологией по степени отклонения от нормы и их обратимых изменений является предметом донозологической диагностики (ДД) [1, 2]. По теории ДД состояние организма (здоровье — болезнь) — результат его адаптации или дезадаптации к изменчивой

внешней среде. [2]. Здоровье, как полная гармония эндогенной внутренней среды организма с экзогенной внешней, определяется в форме устойчивой жизнедеятельности, обеспечивающей экономичные оптимальные механизмы приспособления к окружающей среде на основе функционального резерва [1—6]. Из такого определения следует, что организм — полукрытая неравновесная неиерархическая система. Также необходимо определить понятие нормы,

Таблица 1

Параметры выборочных распределений

$X_{0,5}$, мс	518	575	625	675	725	775	825	875	925	975	1025	1075	1100	1300
$\langle X_0 \rangle$, мс	511	579	631	678	726	776	823	873	924	973	1024	1065	1130	1311
σ_0 , мс	32	43	46	52	54	59	63	77	83	90	95	97	126	188
$\pm \Delta\sigma_0$, мс	24	20	14	11	9	9	11	17	19	24	38	60	124	184
n_0	7	17	44	87	129	158	137	82	72	54	24	10	4	4

т. к. развитие переходных процессов здоровье — болезнь определено начальными условиями и состояниями [7], зависящими от биоритмов здоровых людей.

Основной метод оценки здоровья является теория функциональных систем П. К. Анохина [8], где дано определение ФСО, как непрерывно-дискретного состояния биологической динамической системы в условиях влияния патогенных факторов внешней среды. Необходимо ввести шкалу ФСО как интегральную характеристику адаптивных возможностей человека при максимальном функциональном резерве организма с началом отсчета в состоянии нормы. Оценивается ФСО текущим напряжением регуляторных систем организма по данным изменений функций и структур наиболее реактивных систем и органов при воздействии внешней среды. В качестве такой реактивной системы для исследования выбран ритм сердца условно здорового человека.

Цель работы — создание числовой шкалы для классификации уровней и стадий ФСО.

Экспериментальная часть. Регистрация электрокардиограмм (ЭКГ) проводилась на мониторе Холтера AppA Flash 3000 в программе «EScreen» [9] в режиме покоя (сидя и лежа) в течение семи лет 2005 — 2011 гг. Алгоритм программы определения координат зубцов R на ЭКГ [10] позволил составить массивы цифровых данных RR-интервалов. По данным 829 двадцатиминутных регистраций ЭКГ 139 молодых и здоровых людей в возрасте 18 — 20 лет проведен поиск нормальных физиологических закономерностей процесса ритма сердца.

Для объектов исследования соблюдены одинаковые условия, т. е. группа людей одного возраста в заданных условиях комфортности и одном режиме выполняет одинаковую работу. Например, студенты одной группы в одинаковых условиях регистрации ЭКГ.

Принципы регуляции и управления ритмом сердца. При первичном просмотре всех полученных ритмограмм обнаружено, что значения X RR-интервалов на диаграммах рит-

ма сердца (ДРС) распределяются по нормальному закону, первый и второй моменты распределения являются статистически зависимыми. Для исследования зависимости стандартного отклонения от среднего значения применена методика построения двухпараметрической массовой гистограммы (ДПМГ) [11]. Вариационный ряд средних значений $\langle X \rangle$ ритмограмм по всем регистрациям, согласованный с соответствующим рядом стандартных отклонений σ , делился на «оконные» выборки размером 50 мс. Для каждого «окна» определяли: средние $X_{0,5}$ и средневыворочные значения $\langle X_0 \rangle$; отклонение σ_0 ; доверительный интервал $\pm \Delta\sigma_0$; число исходов регистраций n_0 (табл. 1). По этим данным построена ДПМГ (рис. 1), на которой размер точки соответствует высоте столбца гистограммы по значению n_0 .

Более половины всех исходов приходятся на $\sigma = (59 \pm 5)$ мс и $\langle X \rangle = (776 \pm 50)$ мс при частоте сердечных сокращений (77 ± 1) мин⁻¹. Для каждого «окна» распределение при $n_0 > 40$ характеризуется переменной слабовыраженной асимметрией $A = \pm 2$ и слабым положительным эксцессом $E = 0 \dots 1$.

В интервале значений $\Delta\sigma_0 = 40 \dots 100$ мс, содержащем данные 814 регистраций (из 829), выделяются два линейных участка зависимости $\sigma(\langle X \rangle)$: первый $\Delta\sigma_0 = 43 \dots 63$ мс включает 3/4 всех регистраций; второй $\Delta\sigma_0 = 77 \dots 97$ мс параллелен первому и смещен вверх (см. рис. 1) по шкале σ приблизительно на 10 мс. Крайние распределения $n_0 = 7; 4; 4$ (15 регистраций) приняты неинформативными (см. рис. 1 и табл. 1), так как по ним невозможно определить форму распределения, но, наблюдая отличную от первых двух участков тенденцию распределения, можно утверждать о четырех участках взаимосвязи в форме режимных причинно-следственных отношений параметров $\langle X \rangle$ и σ .

Два линейных участка характеризуются слабой взаимосвязью: 15 мс ритма, приходящиеся на 1 мс стандартного отклонения. При этом оба параметра являются общепринятыми показателями вегетативного влияния на ритм сердца. Исходя из [1, 2], полученные результаты трактуют следующим образом: в пределах $\Delta\sigma_0 = 80 \dots 100$ мс — падение парасимпатического влияния при постоянном и минимальном симпатическом; $\Delta\sigma_0 = 60 \dots 80$ мс — установившийся баланс вегетативных влияний; $\Delta\sigma_0 = 40 \dots 60$ мс — относительный рост и превалирование симпатического влияния на ритм сердца.

Для проверки полученных предварительных результатов введем такие частотные и производные параметры вариативности сердечного ритма (BCP) [12], как полная спектральная мощность TP и стресс-индекс SI . Метод оценки по данным BCP удовлетворяет требованиям диагностического метода по технологии получения биосигнала с максималь-

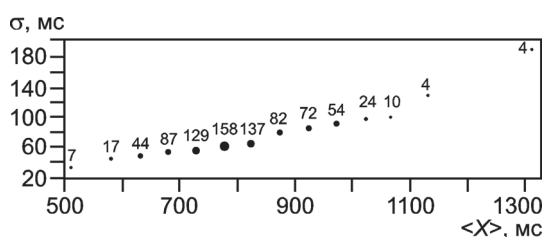


Рис. 1. Двухпараметрическая массовая гистограмма $\sigma(X, n_0)$

ной информацией о ФСО [1, 2]. При шаге дискретизации $\Delta x = 1$ мс точечная ДРС имеет структуру ярусной формы нотного письма [9, 13]. Это позволяет ввести в анализ ритма сердца параметр *информационной энтропии* I^* , как количественную оценку неупорядоченности точечной структуры ДРС.

Рассмотрим зависимость параметров ВСР в форме критериев балансного состояния механизма регуляции ритма сердца $\sigma^2 SI \cdot 10^{-2}$ и $TP \cdot SI \cdot 10^{-4}$ [11] от I^* на ДПМГ (рис. 2).

По результатам 11 регистраций распределений (без крайних) график зависимости $\sigma^2 SI \cdot 10^{-2}$ (I^*) в пределах 10 %-ного изменения критерия имеет V-образную форму (рис. 2, а), а график зависимости $TP \cdot SI \cdot 10^{-4}$ (I^*) — слабовыраженную волнообразно-синусоидальную форму около значения 20 (рис. 2, б). Левая часть графиков распределений ($n_0 = 5, 17, 37$) соответствует летней серии измерений обследуемого К., страдающего поллинозом, и регистраций группы студентов во время экзамена. Правая граница распределения ($n_0 = 6$) представлена данными молодых людей, интенсивно и регулярно занимающихся спортом. С одной стороны, относительный рост симпатического влияния на ритм сердца соответствует перемещению влево по шкале I^* (см. рис. 2, а). Состояние баланса симпатического и парасимпатического влияний на ритм сердца определено нижней точкой V-образного распределения с координатами $\sigma^2 SI \cdot 10^{-2} = 762$, $I^* = 6,1$ бит и соответствует ритму RR-интервала 830 — 850 мс (см. рис. 1) или средней частоте сердечных сокращений 70 — 71 мин⁻¹. С другой стороны [2], дисперсия ритма учитывает фрактальные и периодические компоненты, а TP — только периодические, что меняет форму распределения при переходе от критерия $\sigma^2 SI \cdot 10^{-2}$ к критерию $TP \cdot SI \cdot 10^{-4}$. При сравнении ДМПГ на обоих графиках заметно проявление фрактальных компонент ритма для 2/3 регистраций в области наиболее неупорядоченного ритма. На других участках энтропийной шкалы эти проявления слабее или вообще незаметны (см. рис. 2 а, б).

Предположим, что отдельные аperiодические выбросы на ДРС имеют рефлекторную природу и становятся заметными лишь при отсутствии иных детерминантов. Это допустимо при уменьшении регуляции ритма сердца и росте неупорядоченности структуры ДРС. Для проверки рассмотрим предельный случай неупорядоченности ритма сердца. Известно [9, 13], что величина I^* виртуальной ДРС при $n \rightarrow \infty$ монотонно приближается к значению $H(X) = \log_2[(2\pi e)^{1/2} \sigma / \Delta x]$ для непрерывного множества случайных чисел, распределенных по нормальному закону. В [9, 13, 14] указано, что для реальной ритмограммы $I^* = \log_2 3\sigma - i$, где i обозначает избыток продукции энтропии [15]. В таком случае $H(X) = I^* + 0,464 + i$ при малом шаге дискретизации $\Delta x = 1$ мс. При помощи этой зависимости на диаграмме рис. 3 нанесены параллельные наклонные линии при $i = 0; 1; 2; 3; 4$. Экспериментальные данные по всем 829 регистрациям совпадают с этими линиями, образуя дискретно-непрерывную энтропийную шкалу. В результате уменьшения i точки на диаграмме перемещаются с верхних линий на нижние, вследствие чего I^* нарастает и стремится к $H(X)$, при $i = 0$ значение $H(X)$ отличается от I^* на 0,464 бит, что определяет погрешность, заданную окончанием двадцатиминутной записи ЭКГ (см. рис. 3).

В правой части шкалы I^* детерминизм ритмограммы уменьшается, а вклад стохастической составляющей увеличивается. Это свидетельствует о падении внешнего влияния на ритм сердца, в том числе со стороны вегетативной и цен-

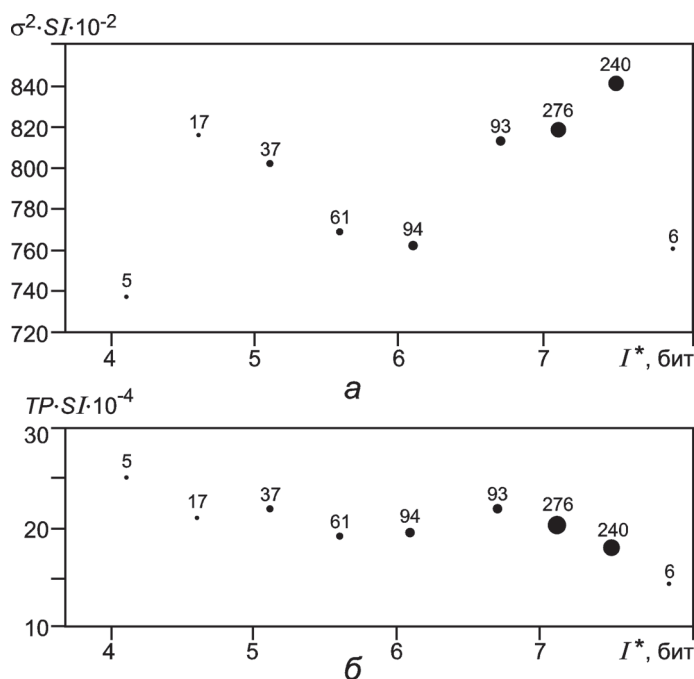


Рис. 2. Двухпараметрические массовые диаграммы распределений значений критериев подобия ФСО с обозначениями числа n_0 исходов: а — $\sigma^2 SI \cdot 10^{-2}$ (I^*), б — $TP \cdot SI \cdot 10^{-2}$ (I^*)

тральной нервной систем. Режимная вегетативная регуляция и центральное управление ритмом при постоянном и переменном значении i (см. рис. 3, 4) составляют двухконтурную систему регуляции ритма сердца [2]. Только при $I^* > 6,5$ бит ($i = 0, 1$) возможна фиксация иных, рефлексогенных влияний на ритм сердца. Их фрактальное действие на ритмограмму отражено слабым наклоном точечных режимных распределений и заметным рассеянием точечных данных около линий (см. рис. 3) или около горизонтальной линии фиксированного значения i (см. рис. 4).

Классификация ФСО человека по параметрам ритма сердца. Если установленный порядок параметрического распределения при любом i подпадает под понятие «режим», то процедура установления этого порядка называется автоматическим регулированием. Сохранение определенной структуры ДРС для поддержания режимов деятельности сердца и реализацию программы адаптации можно назвать управлением ритмом сердца. В таком случае по принципам системной иерархии управляющими системами являются также системы кровообращения, сердца и ритма сердца. Имея замкнутый контур управления, они удовлетворяют определению управляющей системы [15].

В классификации, используемой в профилактической медицине и прикладной физиологии, выделяют четыре ступени здоровья [2] или уровня ФСО. Управляющий параметр i системы ритма сердца также задает четыре ступени здоровья [2], фиксируя количественно на каждом уровне параметрические стадии ФСО как режимы вегетативной регуляции ритма сердца по степени напряжения механизмов адаптации. Уровни ФСО у всех людей являются подобными по параметру управления i , но разными по параметру регуляции I^* в рамках стадий.

Система уровней ФСО представляет шкалу с началом отсчета $i = 0$ (норма), масштабной единицей $\Delta i = 1$ бит и на-

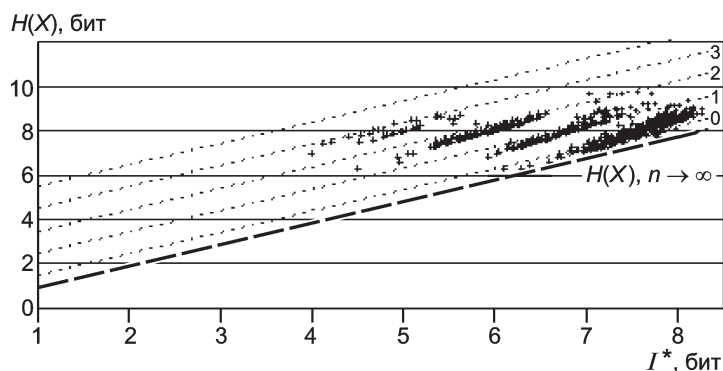


Рис. 3. Точечная диаграмма зависимости математического ожидания энтропии для нормального распределения $H(X)$ и информационной энтропии ДРС I^*

правлением по шкале I^* от $-0,464$ до 3 бит (см. рис. 3, 4). Значение $i = -0,464$ бит – технологическая погрешность для двадцатиминутной записи – фиксирует эталонный уровень ФСО (при $n \rightarrow \infty$). При $i = 3$ бит имеем пограничный уровень ФСО между донозологической и нозологической областями диагностики.

С позиций роста напряжений регуляторных механизмов и затрат функциональных ресурсов организма изменение ФСО (в сторону ухудшения) представляется шестью ступенями здоровья.

Первая — состояние физиологической нормы покоя спортсменов и людей повышенной выносливости. Фоновый управляющий сигнал со стороны центральной нервной системы имеет форму шума Гаусса. Максимальное парасимпатическое влияние и минимальное симпатическое влияние на ритм сердца ($-0,464 < i < 0$) описывается правой границей распределений при $TP \cdot SI \cdot 10^{-4} < 18$ и $I^* \geq 7,5$.

Вторая — состояние физиологической нормы покоя большинства молодых здоровых людей. Фоновый управляющий сигнал тот же. Уменьшение парасимпатического влияния при постоянном минимальном симпатическом влиянии ($i = 0$) характеризуется правым подмножеством распределения $TP \cdot SI(I^*)$ (см. рис. 2) при $TP \cdot SI \cdot 10^{-4} \approx 19 \pm 1$ и $I^* \geq 7$. В ритме сердца преобладают фрактальные компоненты.

Третья — состояние физиологической нормы. Фоновый управляющий сигнал со стороны ЦНС в форме медленной волны [2, 9]. Продолжающееся уменьшение парасимпатического влияния при постоянном минимальном симпатическом влиянии на ритм сердца ($i = 1$) описывается правым

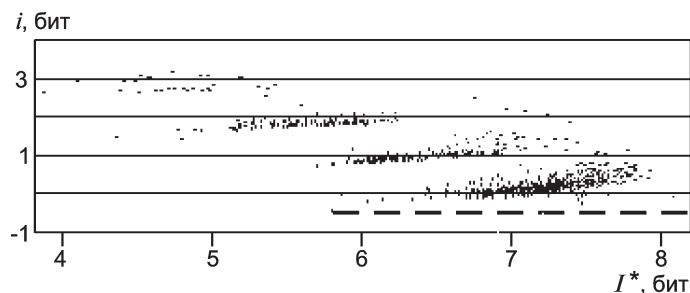


Рис. 4. Точечная диаграмма зависимости избытка продукции энтропии i от информационной энтропии ритмограмм I^*

подмножеством распределения $TP \cdot SI(I^*)$ (см. рис. 2, б, $n_0 = 93$) при $TP \cdot SI \cdot 10^{-4} = 22$ и $6,5 < I^* < 7$.

Четвертая — состояние физиологической нормы. Фоновый управляющий сигнал без изменений (как в третьей ступени). Баланс парасимпатического и симпатического влияний описывается критической областью по параметру $I_k^* =$

$= 6,1 \dots 6,5$ распределения $TP \cdot SI(I^*)$ (см. рис. 2, а, б, $n_0 = 94$) при $TP \cdot SI \cdot 10^{-4} = 20$ и $6 < I^* < 6,5$.

Пятая — переходное состояние. Период медленной волны уменьшается вдвое ($i = 2$) по сравнению с третьей ступенью. Симпатическое влияние превалирует над парасимпатическим (см. рис. 2, б, $n_0 = 61$) при $TP \cdot SI \cdot 10^{-4} = 20$ и $5,5 < I^* < 6$.

Шестая — донозологическое состояние. Период медленной волны влияния уменьшается еще вдвое (относительно третьей ступени). Дисбаланс в сторону абсолютного роста симпатических влияний на ритм сердца с обратимыми затратами функциональных ресурсов организма человека ($i = 3$) описывается границей левого подмножества распределения $TP \cdot SI(I^*)$ (см. рис. 2, б, $n_0 = 37$ и 17) при $TP \cdot SI \cdot 10^{-4} > 20$ и $4,5 < I^* < 5,5$.

Совмещение шкалы i для ритмограмм сердца и шкалы из системы классификации «Светофор» [2] позволяет оценить уровень ФСО по числу параметров с обозначением их по цвету (зеленый (З), желтый (Ж), красный (К)) и по приведенным выше ступеням здоровья: 31 (первая, вторая), 32 (третья, четвертая), 33 (пятая), Ж1 – Ж3 (шестая) (табл. 2). Такая классификация ФСО может быть распространена и на нозологические состояния [16], характеризующиеся необратимыми затратами функциональных ресурсов организма человека ($i \geq 3$).

Динамика изменений величин при смене состояний в режиме управления позволяет прогнозировать ухудшение состояния с предотвращением изменения артериального давления при переходе 1 — 2; возникновение болевого синдрома при переходе 2 — 3; проведение клинических и реанимационных процедур при более высоких переходах. Управляющие параметры регуляции I^* и управления ритма сердца i становятся основными параметрами гомеостаза: регулирующим и управляющим, соответственно.

Появляется возможность настройки необходимого уровня ФСО по параметрам $\sigma^2 SI$, $TP \cdot SI$, I^* , i . Для физически здоровых людей величина i может являться своеобразным аналогом температуры психоэмоционального состояния и рассматриваться как технологический градусник оценки отклонений психоэмоциональных состояний от нормы.

Выводы. Распределение значений обобщенного параметра $TP \cdot SI \cdot 10^{-4}$ по шкале I^* показывает характер изменения состояния механизма вегетативной регуляции ритма сердца. Состояние баланса симпатического и парасимпатического влияний на ритм сердца определено нижней точкой V-образного распределения с координатами $\sigma^2 SI \cdot 10^{-2} = 762$, $I^* = 6,1$, что соответствует ритму со средней величиной RR-интервала 830 — 850 мс.

Система регуляции ритма сердца управляет психическим и эмоциональным состоянием, и наоборот, работает в установленном регламенте трех режимов адаптации: управления — при переменном значении i , собственно регуляции — при постоянном i , контроля — при i равном нулю.

Параметр избытка продукции энтропии i количественно определяет все ступени здоровья в классификации ФСО по

Классификация уровней ФСО для различных моделей регуляции ритма сердца

Физиологическая модель	Шкала по Баевскому (Система «Светофор»)	Энтропийная модель	Шкала, разработанная автором i , бит
Физиологическая норма: оптимальный уровень регуляции	31	Норма. Контроль с дискретной слабой регуляцией	0
Физиологическая норма: нормальный уровень регуляции	32	Обратимое угнетение с регуляцией в рамках сезонной адаптации [16]	1
Физиологическая норма: умеренное функциональное напряжение	33	Обратимое донозологическое состояние в рамках сезонной адаптации	2
Донозологические состояния: выраженное функциональное напряжение; перенапряжение регуляторных механизмов; преморбидное состояние — истощение регуляторных механизмов	Ж 1 Ж 2 Ж 3	Переходное состояние вне рамок сезонной адаптации Патогенное состояние Клинически удовлетворительное состояние	3
Срыв адаптации: выраженное истощение регуляторных механизмов; сбой механизмов регуляции	K1 K2	Состояние средней тяжести (экстремальное состояние) Слабая регуляция. Превалирование управления	4
—	K3	Клинически тяжелое — терминальное состояние. Критический режим управления	5
—	K4	Критическое состояние. Потеря управления	6

шестибальной шкале. Наивысший уровень (норма), являющийся началом отсчета, определен работой системы регуляции ритма сердца в режиме контроля. Режим контроля характеризуется постоянным минимальным симпатическим влиянием и слабопеременным максимальным парасимпатическим влиянием на ритм сердца.

Рост величины i — режим, собственно, регуляции на каждом уровне ФСО характеризует рост симпатического влияния на ритм сердца. Совмещение шкал i для ритмограмм сердца и шкалы ФСО позволило оптимизировать оценку уровня функционального состояния по числу параметров системной классификации «Светофор».

Дискретно-непрерывная форма шкалы ФСО указывает на системную связь вегетативной регуляции и управления со стороны головного мозга и ЦНС с управляющими параметрами информационной энтропии I^* ритма сердца и избытка ее продукции i , соответственно.

Л и т е р а т у р а

1. **Heart** rate variability. Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // *Eur. Heart J.* 1996. V. 17. P. 354—381.
2. **Баевский Р. М., Берсенева А. П.** Введение в донозологическую диагностику. М.: Слово, 2008.
3. **Зайчик А. Ш., Чурилов Л. П.** Основы общей патологии. СПб.: ЭЛБИ, 1999.

4. **Зильбер А. П.** Медицина критических состояний. Кн. 1. Петрозаводск: Изд-во Петрозавод. ун-та, 1995.

5. **Крутько В. Н.** Подходы к общей теории здоровья // *Физиология человека.* 1994. № 6. С. 34—42.

6. **Агаджанян Н. А.** Адаптационная и этническая физиология: продолжительность жизни и здоровье человека. М.: РУДН, 2009.

7. **Кузнецов Ю. И.** Введение в теорию динамических систем: Учеб. пособие. М.: Изд-во МГУ, 1991.

8. **Анохин П. К.** Философские аспекты теории функциональной системы: Избр. труды. М.: Наука, 1978.

9. **Кузнецов А. А.** Системный анализ и обработка электрокардиографической информации. Автореф. дис. на соиск. учен. степ. докт. техн. наук: Н. Новгород, 2012.

10. **Кузнецов А. А.** Методы анализа и обработки электрокардиографических сигналов: Новые подходы к выделению информации: монография. Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та, 2008. С. 140.

11. **Кузнецов А. А.** Критерий балансного состояния механизма регуляции ритма сердца // *Измерительная техника.* 2012. № 1. С. 61—65; **Kuznetsov A. A.** Criterion for a balanced state of the heart rate regulating mechanism // *Measurement techniques.* 2013. V. 55. N. 1. P. 90—96.

12. **Кузнецов А. А.** Применение метода оценки вариабельности сердечного ритма в донозологической диагностике функционального состояния организма // *Измерительная техника.* 2010. № 6. С. 50—55; **Kuznetsov A. A.** Application of method of estimating the variability of the heart rhythm in prenosological diagnostics of the functional state of the organism // *Measurement techniques.* 2010. V. 53. N. 6. P. 691—698.

13. Кузнецов А. А. Энтропия ритма сердца: монография. Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та. 2009.

14. 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.

15. Кузнецов А. А. Энтропийная шкала регуляции ритма сердца здорового человека // Измерительная техника. 2013. № 5. С. 42—46.

16. 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.

Дата принятия: 14.06.2013 г.

ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

543.55+621.31

Анализ погрешности определения константы первичной эталонной кондуктометрической ячейки

В. Г. ГАВРИЛКИН*, А. И. ГЛУХЕНЬКИЙ **, А. А. МИХАЛЬ**

* Укрметртестстандарт, Киев, Украина, e-mail: solution@ukrcsm.kiev.ua

** Институт электродинамики НАН Украины, Киев, Украина

Приведена функциональная схема системы воспроизведения единицы электролитической проводимости жидкости. Разработана математическая модель погрешности преобразования первичной эталонной четырехэлектродной кондуктометрической ячейки, обусловленной реальной геометрией электродной системы. Определены условия, при которых погрешность не превышает $1 \cdot 10^{-5}$.

Ключевые слова: электролитическая проводимость, эталон, ячейка.

The functional scheme of system for reproduction of the liquid electrolytic conductivity unit is presented. The mathematic model of transformation error for the primary standard four-electrode conductometric cell specified by the electrode system geometry is developed. The conditions at which this error does not exceed $1 \cdot 10^{-5}$ are determined.

Key words: electrolytic conductivity, standard, cell.

Кондуктометрические методы и средства измерений электрических характеристик проводящих жидкостей широко применяют в различных отраслях промышленности, науки и технологий, например, в энергетике, медицине, океанологии и т. д. Основной физической величиной, характеризующей электрические свойства проводящих жидкостей, является электролитическая проводимость (ЭП).

Долгое время обеспечение единства в этом виде измерений было основано преимущественно на эталонах, в качестве которых использовали растворы, приготовленные по стандартной методике и аттестованные по процедуре приготовления. Однако в последние годы в ведущих национальных метрологических институтах созданы эталоны на базе абсолютного (прямого) или первичного метода воспроизведения физической величины [1—3]. Суть его сводится к измерению сопротивления R эталонной кондуктометрической ячейки и последующему вычислению ЭП σ в соответствии с уравнением вычисления сопротивления участка проводника длиной L и площадью поперечного сечения S :

$$\sigma = L/(RS).$$

В мировой практике существует достаточно много способов реализации этого метода, их обзор приведен в [1, 2], а анализ преимуществ и недостатков в [4].

Одной из наиболее перспективных и плодотворных оказалась идея объединить преимущества уравновешенных мостовых измерительных цепей переменного тока и четырехэлектродных первичных кондуктометрических ячеек [5—7]. Это позволило практически полностью исключить влияние на результат измерения приэлектродных процессов на межфазной границе металл — электролит. Предложенные идеи были заложены в конструкцию и методологию воспроизведения единицы ЭП в созданном в Украине государственном первичном эталоне единицы электролитической проводимости жидкости. Аппаратная часть эталона представляет совокупность нескольких измерительных систем, позволяющих воспроизводить, хранить и передавать единицу ЭП средствами измерений более низкого метрологического уровня. Структурная схема, назначение, характеристики отдельных блоков и систем эталона приведены в [5].

Уравнение, связывающее между собой физические величины при воспроизведении единицы ЭП, имеет вид