

Л.С. Файнзильберг, Т.В. Кондратюк, Н.А. Семергей

## АНТИСТРЕСС – новая информационная технология управления регуляторными системами организма человека на основе биологической обратной связи

Предложена информационная технология, обеспечивающая ускоренное обучение навыкам правильного дыхания по параметрам сердечного ритма. Представлены основные технические характеристики системы, реализующей эту технологию. Приведены результаты экспериментов, направленные на построение индивидуальной формулы дыхания для повышения адаптационных возможностей организма в стрессовых ситуациях.

The information technology for the accelerated learning skill of proper breathing on heart rate parameters is suggested. Main technical characteristics of the system that implement the above technology are presented. The results of experiments aimed at the building of the breathing individual formulas to increase the adaptive capacities of a body in a stressful situation are presented.

Запропоновано інформаційну технологію, яка забезпечує прискорене навчання навичкам правильного дихання за параметрами серцевого ритму. Представлено основні технічні характеристики системи, що реалізує цю технологію. Наведено результати експериментів, спрямовані на побудову індивідуальної формули дихання для підвищення адаптаційних можливостей організму в стресових ситуаціях.

**Введение.** В современных условиях жизнь и деятельность человека характеризуется стремительным темпом, информационными перегрузками, снижением физической активности, повышенным уровнем социальных конфликтов. Эти негативные явления приводят к повышению уровня психо-эмоционального стресса личности [1].

По статистике [2], 90 процентов населения США постоянно находится в состоянии сильного стресса. Из них 60 процентов испытывает стресс один–два раза в неделю, 30 процентов – почти ежедневно. По данным американских ученых, почти 70 процентов всех визитов к врачу вызваны симптомами, в основе которых лежит стресс. В итоге экономические потери от стресса у населения в США превышают 300 млрд дол. ежегодно. В странах Европейского союза из 147 млн. рабочих 40 млн. страдают от стрессов, что ежегодно обходится обществу в 19 млрд дол. США.

Хотя стресс чаще всего вызывает лишь изменение физиологических реакций организма, не выходящих за рамки нормальных состояний [1], в ряде случаев он имеет достаточно серьезные негативные последствия [3]. По данным Всемирной организации здравоохранения, у 45 про-

центов людей, которые обращаются к врачам, болезни связаны именно со стрессом [4].

Все это породило целый ряд новых научных направлений в медицине, психологии, социологии, информатике и других областях науки. Одно из таких направлений – создание современных компьютерных средств, обеспечивающих посильную помощь в восстановлении адаптационных возможностей организма к воздействию негативных проявлений окружающей среды [5].

Известно, что нормализация регуляторных систем организма может быть достигнута использованием дыхательной гимнастики [6]. С давних времен йоги применяют методику правильного дыхания (пранаяму) для мобилизации и успокоения организма [7, 8]. Считается, что такая методика способна не только улучшить состояние самой дыхательной системы человека, но и всех органов.

Однако освоение техники правильного дыхания – длительный процесс, требующий настойчивости и терпения как «ученика», так и «учителя». Поскольку на современном этапе развития общества экономия времени – один из решающих факторов успешного образа жизни, актуальна разработка компьютерных технологий, способных существенно сократить про-

должительность обучения методике правильного дыхания.

### **Постановка задачи**

Ставится задача провести исследования, направленные на разработку информационной технологии, которая на основе автоматического анализа индивидуальных особенностей сердечного ритма пользователя обеспечивает ускоренное обучение навыкам правильного дыхания в амбулаторных и домашних условиях.

### **Базовые предпосылки информационной технологии АНТИСТРЕСС**

Концепция стресса впервые сформулирована выдающимся канадским физиологом Гансом Селье [9]. Стресс определяется как неспецифическая реакция организма на реальные или воображаемые раздражители (стимулы). При этом различают три стадии стресса:

- стадия *тревоги* на внешний раздражитель, при которой происходит выброс адреналина для мобилизации адаптационных возможностей организма;
- стадия *сопротивления*, при которой организм пытается противодействовать внешнему раздражителю (однако эти возможности ограничены);
- стадия *истощения*, когда организм уже не в состоянии поддерживать нормальную функцию.

По современным представлениям, сильный эпизодический или длительный хронический стресс – один из возможных факторов возникновения большой группы заболеваний, в частности, сердечно-сосудистой патологии, язвенной болезни желудка, злокачественных новообразований и других опасных заболеваний. Во многом эти заболевания обусловлены изменениями в деятельности вегетативной нервной системы [10], осуществляющей координирующую функцию в деятельности организма и обеспечивающей реализацию различных защитно-приспособительных реакций, в том числе и адекватный уровень адаптационных процессов при стрессе.

Для построения информационной технологии, обеспечивающей обучение навыкам противодействия стрессовым ситуациям, необходимо иметь средства оперативной оценки сте-

пени напряженности регуляторных систем и средства восстановления адаптационных возможностей организма. Рассмотрим возможные подходы к построению таких средств.

Ритм сердца – универсальная реакция организма на любое воздействие со стороны внешней и внутренней среды. Он содержит информацию о функциональном состоянии всех звеньев регулирования жизнедеятельности человека как в норме, так и при различных патологиях.

Явление variability сердечного ритма (изменчивости интервала времени между сердечными сокращениями) обнаружил А. Галлер еще в 1760 г. [11]. В настоящее время математический анализ variability сердечного ритма (ВСР) широко применяют для оценки баланса между симпатической (возбуждающей) и парасимпатической (тормозной) частями вегетативной нервной системы, а также для оценки адаптационных возможностей организма [12].

С помощью современных компьютерных технологий анализ ВСР можно провести всего лишь за полторы–две минуты и получить достаточно полную информацию о состоянии регуляторных систем организма.

Компьютерный анализ ВСР основан на представлении о том, что ритмограмма, представляющая собой динамический ряд продолжительности кардиоциклов (последовательности  $R - R$ -интервалов), содержит информацию о деятельности регуляторных механизмов, управляющих многочисленными функциями целостного организма, включая функцию кровообращения [13]. На рис. 1 показаны примеры трех типов ритмограмм.

Математический анализ ритмограмм основан на методах:

- статистического анализа во временной области, используемых для исследования общей ВСР;
- частотного анализа, используемых для оценки периодических составляющих ВСР;
- нелинейной динамики, позволяющих получить представление об организации внутренней структуры ритмограммы.

В табл. 1 представлен перечень основных показателей ВСР [14].

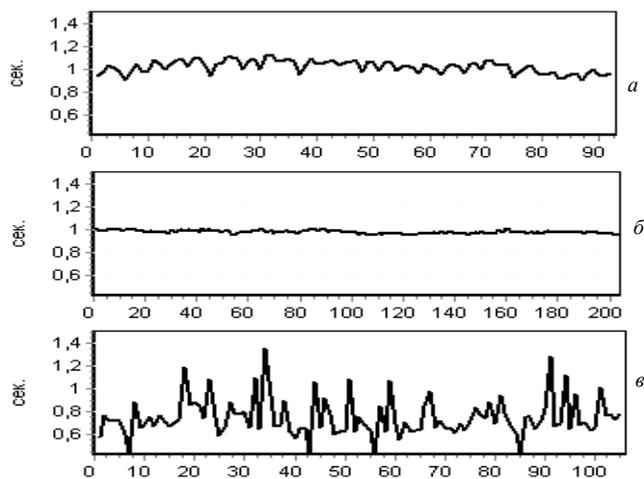


Рис. 1. Типы ритмограмм: *a* – нормальный ритм; *b* – ригидный ритм; *v* – аритмия

Заметим, что для интегральной оценки степени напряжения регуляторных систем часто бывает достаточно определить стандартное отклонение *SDNN* или индекс напряжения ИН [13].

Нормальные значения *SDNN* находятся в пределах 40–80 мс. Однако эти значения имеют половозрастные особенности, которые следует учитывать при оценке результатов исследова-

ований. При анализе коротких записей, как правило, рост *SDNN* указывает на усиление автономной регуляции, т.е. рост влияния дыхания на ритм сердца. Уменьшение *SDNN* связано с усилением симпатической регуляции, подавляющей активность автономного контура. Ригидный ритм, при котором резко снижается *SDNN*, обусловлен значительным напряжением регуляторных систем, когда в процесс регуляции подключаются высшие уровни управления, что приводит к почти полному угнетению активности автономного контура.

Индекс напряжения (индекс Баевского) вычисляется по формуле [12]:

$$\text{ИН} = \frac{AMo}{2Mo \cdot MxDMn}, \quad (1)$$

где *Mo* и *AMo* – соответственно мода и амплитуда моды, а *MxDMn* – разброс кардиоинтервалов (разность между максимальным и минимальным *R – R*-интервалами).

Индекс Баевского характеризует активность механизмов симпатической регуляции. В норме ИН колеблется в пределах 80–150 усл. ед.

Т а б л и ц а 1. Основные показатели ВСП

Показатель	Определение	Характеристика
ЧСС	Частота сердечных сокращений	Средний уровень функционирования системы кровообращения
<i>NN</i> , мс	Среднее значение продолжительности <i>R–R</i> -интервала	Величина, обратная ЧСС
<i>SDNN</i> , мс	Стандартное отклонение полного массива кардиоинтервалов	Суммарный эффект влияния симпатического и парасимпатического отделов вегетативной нервной системы на синусовый узел
<i>RMSSD</i> , мс	Корень квадратный из суммы разностей последовательного ряда кардиоинтервалов	Активность парасимпатического звена вегетативной регуляции
<i>PNN50</i> , %	Число пар кардиоинтервалов с разностью более 50 мс в процентах к общему числу кардиоинтервалов в массиве	Показатель степени преобладания парасимпатического звена регуляции над симпатическим (относительное значение)
<i>CV</i> , %	Коэффициент вариации полного массива кардиоинтервалов	Нормированный показатель суммарного эффекта регуляции
<i>HRV</i>	Треангулярный индекс	Отражает суммарную ВСП
<i>Mo</i> , мс	Мода	Наиболее вероятный уровень функционирования сердечно-сосудистой системы
<i>AMo</i> , %	Амплитуда моды	Условный показатель активности симпатического звена регуляции
<i>MxDMn</i> , мс	Разность между максимальным и минимальным значениями кардиоинтервалов	Максимальная амплитуда регуляторных влияний
ИН	Стресс индекс (индекс напряжения регуляторных систем)	Степень напряжения регуляторных систем
<i>HF<sub>n</sub></i> , %	Мощность в диапазоне высоких частот в нормализованных единицах	Отражает высокочастотную составляющую ВСП, характеризующую парасимпатический тонус
<i>LF<sub>n</sub></i> , %	Мощность в диапазоне низких частот в нормализованных единицах	Отражает низкочастотную составляющую ВСП, характеризующую симпатический тонус
<i>LF/HF</i>	Симпато-вагальный индекс	Характеризует баланс симпатических и парасимпатических влияний на ритм сердца

Этот показатель чрезвычайно чувствителен к усилению тонуса симпатической нервной системы. Даже небольшая нагрузка (физическая или эмоциональная) увеличивает ИН в полтора–два раза. У больных с постоянным напряжением регуляторных систем ИН в покое равен 400–600 усл. ед.

Организм и его отдельные органы приспособляются к изменениям окружающей среды, в том числе, к стрессовым ситуациям благодаря естественным адаптационным реакциям. Как только возникает стрессовая ситуация, происходит раздражение области головного мозга (таламуса), ответственной за перераспределение информации от органов чувств к коре головного мозга, возникает естественная эмоциональная реакция организма, которая в итоге и приводит к тому или иному физиологическому изменению (рис. 2, верхняя часть).



Рис. 2. Пояснение механизма биологической обратной связи

Однако адаптационные возможности организма можно существенно повысить, если использовать дополнительную *биологическую обратную связь* (БОС) в виде зрительных, слуховых или других сигналов-стимулов, позволяющих с минимальной задержкой информировать человека о состоянии его телесных функций и тем самым обеспечить их сознательную регуляцию [15]. Другими словами, БОС – это внешняя петля обратной связи между телом и мозгом, дополняющая основную (внутреннюю) петлю, которая в некоторых условиях может оказаться недостаточной для включения необходимых резервных сил организма (рис. 2, нижняя часть).

Известно, что на действие стрессовых факторов (раздражителей) первыми реагируют сис-

тема кровообращения и тесно связанная с ней система дыхания [10]. Поэтому они могут рассматриваться как чувствительный индикатор адаптационных реакций целостного организма в ответ на стресс [16].

Функция внешнего дыхания, пожалуй, единственная среди других функций организма, легко поддающаяся регуляции: дыхание можно задержать, форсировать, увеличить или уменьшить продолжительность и объем вдоха и выдоха и т.д. Поэтому в результате использования многочисленных способов *волевого* (осознанного) управления дыханием появляется возможность управления стрессовыми реакциями организма.

В настоящее время разработано множество различных методик волевого управления дыханием, которые успешно используются в оздоровительных и лечебных целях. Например, методика К.П. Бутейко [17] направлена на ликвидацию чрезмерно глубокого дыхания, а методика Фролова [18] – на увеличение фазы выдоха через специальный тренажер, с помощью которого достигается необходимое давление надува легких.

Интересна методика, предложенная Г.С. Беляевым [19], в которой отдельно используют мобилизирующие и успокаивающие дыхательные упражнения, оказывающие избирательное действие соответственно на симпатический (возбуждающий) и парасимпатический (тормозной) отделы вегетативной нервной системы. Избирательность достигается путем дифференцированного подбора продолжительности вдоха, выдоха и дыхательных пауз.

Влияние дыхания на вегетативную нервную систему вызывает адекватные изменения частоты сердечных сокращений (ЧСС): с каждым вдохом длительность  $R-R$ -интервалов уменьшается, с каждым выдохом – увеличивается. Явление модуляции ритма сердца дыханием [20] получило название «дыхательная аритмия».

Впервые на взаимосвязь дыхательных и пульсовых волн обратили внимание Траубе [21] и Е. Геринг [20]. Они же установили прямую связь дыхательного ритма с колебаниями артериального давления. Многие украинские ученые за-

нимались моделированием процессов внешнего дыхания и кровообращения [22, 23], а также разработкой методов интеграции различных оценок состояния системы внешнего дыхания [24].

Важным разделом в изучении системы внешнего дыхания есть особенности влияния волевого управления дыханием на различные системы организма, в том числе в стрессовых ситуациях [25]. Дыхательная гимнастика может влиять на самые сокровенные функции организма, в частности, замедлять или ускорять работу сердца.

В 30-х годах XX века немецкий ученый Иоганн Шульц [26] создал новое направление – аутогенную тренировку (аутотренинг). Однако лишь небольшое количество энтузиастов добились бесспорных успехов, научившись произвольно изменять температуру кожи, замедлять пульс, регулировать уровень сахара в крови и устранять боль. Это обусловлено тем, что в классическом аутотренинге отсутствует наглядная биологическая обратная связь между результатом упражнений и показателями органов чувств.

Современные компьютерные технологии позволяют ускорить этап обучения навыкам саморегуляции. Для этого необходимо предоставить пользователю технические средства, с помощью которых он сможет «увидеть» работу сердца, получив на экране компьютера информацию об изменении параметров сердечного ритма как реакцию организма на выполнение дыхательных упражнений.

### **Информационная технология АНТИ-СТРЕСС**

Предлагаемая информационная технология (ИТ) ориентирована на снятие напряжения регуляторных систем организма путем применения разнообразных, индивидуально подобранных, техник дыхания.

Поскольку изменения дыхательных фаз (вдох–пауза–выдох–пауза) влияют на волновые процессы сердечного ритма [25], в ИТ используется подход, в соответствии с которым продолжительность фаз дыхания исчисляется не в секундах, а по числу ударов пульса. Такой подход позволяет объективно отображать состоя-

ние кардиореспираторной системы и учитывать индивидуальные функциональные возможности пользователя в момент проведения дыхательных упражнений [8].

ИТ АНТИСТРЕСС построена на базе специального сенсора и компьютерной программы, которая может работать на персональных компьютерах, в том числе ноутбуке следующей минимальной конфигурации: ОС – *Windows 2000/XP*, процессор *Pentium 600* МГц, ОЗУ 64 Мб, HDD 20 Гб, монитор *SVGA 800×600*, USB-порт.

Микропроцессорный сенсор<sup>1</sup> обеспечивает регистрацию электрокардиограммы (ЭКГ) первого стандартного отведения и ввод оцифрованного сигнала в персональный компьютер через стандартный порт *USB*. Для регистрации ЭКГ достаточно прикоснуться пальцами правой и левой рук к миниатюрным электродам, расположенным на передней панели сенсора (рис. 3).



Рис. 3. Микропроцессорный сенсор с пальцевыми электродами для регистрации ЭКГ

Электропитание сенсора осуществляется через *USB*-порт компьютера. Установившееся значение потребляемого тока не превышает 120 мА.

В сенсоре обеспечивается гальваническая развязка электрических цепей в соответствии с международными стандартами безопасности медицинских изделий. По способу защиты от поражения электрическим током устройство относится к классу II тип *BF* по ДСТУ 3798.

Основные технические характеристики сенсора приведены в табл. 2.

<sup>1</sup> Сенсор разработан АОЗТ «Сольвейг» по техническому заданию и заказу МНУЦ ИТиС.

**Таблица 2.** Технические характеристики микропроцессорного сенсора

Характеристика	Значения
Диапазон входных напряжений	от 0,03 до 5 мВ
Разрядность аналого-цифрового преобразователя	12 бит
Частота дискретизации	512 Гц
Входной импеданс	не менее 2 МОм
Коэффициент ослабления синфазных помех	не менее $10^5$ (100 дБ).
Напряжение внутренних шумов, приведенных к входу	не более 20 мкВ
Постоянная времени	не менее 0,3 с
Пределы допускаемой относительной погрешности при измерении интервалов времени 0,1–1 с	$\pm 7\%$
Пределы допускаемой относительной погрешности при измерении ЧСС в диапазоне от 30 до 180 уд./мин	$\pm 5\%$
Неравномерность амплитудно-частотной характеристики в диапазоне частот от 0,5 до 40 Гц.	от – 30 до 5 %
Средняя наработка на отказ	2000 ч
Среднее время восстановления работоспособности	20 ч
Габаритные размеры	105×75×30 мм
Масса	не более 0,2 кг

Компьютерная программа реализует все стадии информационной технологии обработки сигнала, в том числе:

- подавления помех различного типа, в частности, сетевых помех на основе оригинального узкополосного режекторного фильтра [27] и случайных шумов на основе алгоритма адаптивного сглаживания [28];
- автоматическое обнаружение *QRS*-комплексов и выделение *R – R*-интервалов;
- селекцию ненадежных циклов (артефактов) и экстрасистол;
- математический анализ параметров ВСР по скорректированному массиву продолжительности нормальных *R – R*-интервалов;
- отображение результатов анализа в реальном масштабе времени (по мере накопления *R – R*-интервалов);
- вычисление усредненного значения ЧСС по заданной последовательности нормальных *R – R*-интервалов с использованием алгоритма медианной фильтрации;
- автоматическое формирование команд управления фазами дыхательного упражнения

(вдох, пауза, выдох, пауза) на основе вычисленного текущего значения ЧСС;

- отображение интегрального показателя напряженности регуляторных систем пользователя до и после выполнения упражнения (в графическом виде на специальном индикаторе в виде градусника).

Команды управления фазами дыхательного упражнения, сформированные на основе анализа индивидуальных особенностей ЧСС пользователя, отображаются на экране монитора в виде наглядных динамических графических образов (рис. 4), а также (при необходимости) озвучиваются голосовыми сообщениями.

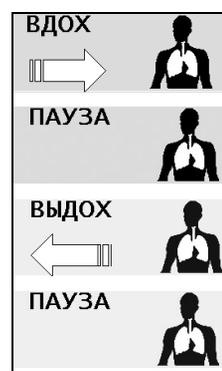


Рис. 4. Отображение команд управления фазами дыхательного упражнения

Существенной особенностью системы АНТИ-СТРЕСС есть возможность получения наглядной информации о текущем состоянии регуляторных систем организма пользователя в процессе выполнения дыхательных упражнений в виде *динамических* когнитивных графических образов. На рис. 5 представлены примеры двух таких графических образов для различных типов ритмограмм.

Динамическая скатерограмма представляет собой графическое отображение последовательных пар кардиоинтервалов в координатах  $\Delta_i - \Delta_{i-1}$ , где  $\Delta_i$  и  $\Delta_{i-1}$  – соответственно продолжительности *i*-го и *i*-1-го *R – R*-интервалов,  $i = 1, 2, \dots$ . При нормальном ритме точки, полученные таким образом (пятно Пуанкаре–Лоренца), группируются в характерной области в виде эллипса, большая ось которого вытянута вдоль диагонали (рис. 5,а, слева).

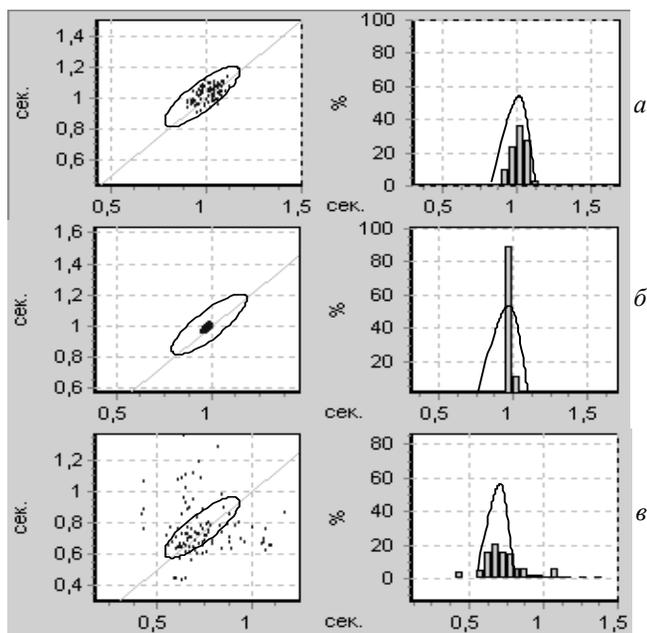


Рис. 5. Динамические скатерограмма (слева) и гистограмма (справа)  $R-R$ -интервалов:  $a$  – нормальный ритм;  $b$  – ригидный ритм;  $v$  – аритмия

При ригидном ритме пятно Пуанкаре–Лоренца вырождается в точку (рис. 5,  $b$ , слева). Если же наблюдаются признаки аритмии и на фоне монотонности ритма встречаются эктопические сокращения и/или выпадения отдельных сердечных сокращений, то происходит существенное «размывание» пятна Пуанкаре–Лоренца (рис. 5,  $v$ , слева).

Наблюдая на экране монитора динамическое отображение пятна Пуанкаре–Лоренца и сопоставляя его границы с допустимой областью, пользователь получает наглядное представление о текущем значении ВСП в процессе выполнения дыхательного упражнения.

Дополнительным сигналом биологической обратной связи служит и динамическая гистограмма продолжительности  $R-R$ -интервалов. Для ее построения ось абсцисс, по которой отложена длительность  $R-R$ -интервалов (от 0,3 с до 1,8 с), разбита на 20 участков, а по оси ординат откладывается количество  $R-R$ -интервалов (в процентах от общего их числа), попадающих в каждый из этих участков.

При нормальном ритме гистограмма имеет форму характерного колокола (рис. 5,  $a$ , справа), при ригидном ритме – концентрируется в одном–двух столбцах (рис. 5,  $b$ , справа), а при

аритмии ширина гистограммы существенно превышает допустимую область (рис. 5,  $v$ , справа).

В процессе выполнения дыхательного упражнения на экране монитора, помимо самой ритмограммы, отображаются и другие графические образы, характеризующие баланс механизмов адаптации к факторам внешней и внутренней среды пользователя, а также основные числовые показатели, характеризующие динамику ВСП (рис. 6).

В частности, в окне программы отображается спектр мощности ритмограммы, который, как известно [12], в диапазоне частот 0–0,03 Гц связан с регуляторными влияниями на ритм подкорковых нервных центров, в диапазоне частот от 0,04–0,15 Гц соответствует симпатическим влияниям, а выше 0,17 Гц – парасимпатическим (вагусным) влияниям.

Для построения адекватного спектра мощности по относительно коротким выборкам и корректного вычисления баланса мощностей спектра в указанных частотных диапазонах в системе использован оригинальный алгоритм сплайн-интерполяции ритмограммы.

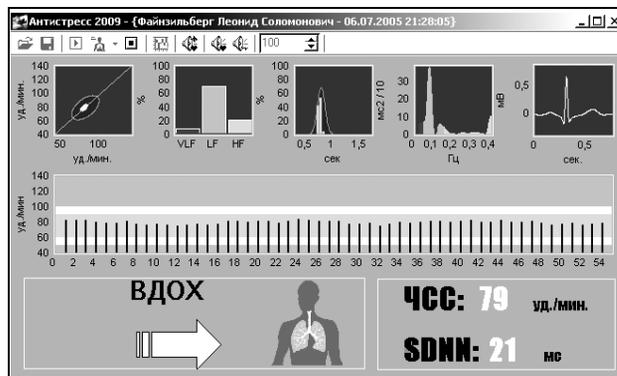


Рис. 6. Рабочее окно системы АНТИСТРЕСС

### Экспериментальные исследования

Реализованная в системе АНТИСТРЕСС дополнительная петля биологической обратной связи (рис. 7), основанной на визуальном анализе описанных когнитивных графических образов, дает возможность пользователю осознанно управлять сердечным ритмом, используя ту или иную формулу дыхательного упражнения.

Известно, что разные методики дыхательной гимнастики ставят свои акценты на отдельные фазы дыхательного ритма [17–19], а

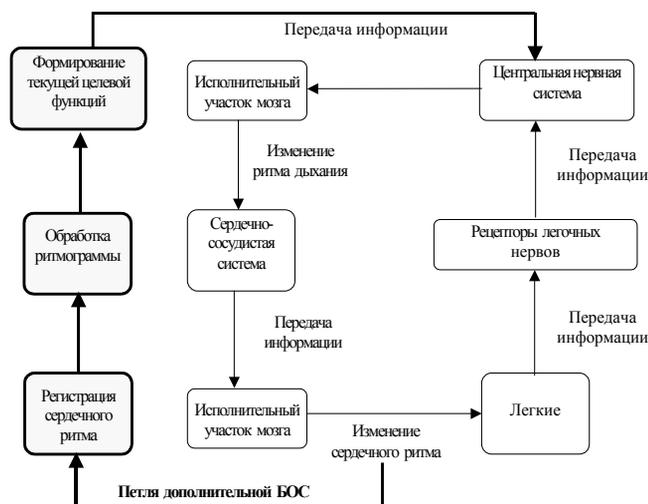


Рис. 7. Формирование дополнительной петли биологической обратной связи (БОС) в системе АНТИСТРЕСС

значит, индивидуальная формула дыхательного упражнения, под которой понимается проверка параметров

$$\Phi Д = \langle T_1, T_2, T_3, T_4 \rangle, \quad (2)$$

зависит от поставленной цели и ожидаемого эффекта дыхательного упражнения. В этой формуле  $T_1, T_2, T_3, T_4$  ( $T_j = 0, 1, 2, \dots, j = 1, \dots, 4$ ) – соответственно продолжительности вдоха, паузы после вдоха, выдоха и паузы после выдоха, выражены в единицах ударов сердца.

Однако до сих пор не разработаны критерии выбора оптимальных значений параметров  $T_1, T_2, T_3, T_4$ , и на практике медики действуют вслепую, руководствуясь не столько объективными данными о состоянии пациента, сколько интуицией и клиническим опытом. Нет единого подхода к индивидуальному подбору формулы дыхания и определению необходимого количества выполняемых циклов дыхания для получения устойчивого результата.

Поэтому экспериментальные исследования, направленные на выявление закономерностей изменения показателей ВСР в зависимости от продолжительности  $T_1, T_2, T_3, T_4$  фаз дыхания, позволяют приблизиться к созданию методологических основ индивидуального подбора необходимой формулы дыхания для конкретного пользователя.

На первом этапе интересно исследовать парные зависимости между отдельными показателя-

ми ВСР от продолжительности  $T_1, T_2, T_3, T_4$ . Приведем некоторые результаты таких экспериментов, проведенных с использованием системы АНТИСТРЕСС.

Было проведено обследование 36 человек (25 женщин, 11 мужчин) в возрасте от 25 до 71 года. Исследование проводилось сидя после 15-минутного отдыха, сначала без нагрузки, после чего проводилось тестирование с дыхательной нагрузкой. Тестирование проводилось не более двух раз в день с целью избежать наложения результатов нагрузки на показатели ВСР.

Дыхательная нагрузка представляла собой задержку дыхания на 20-й секунде тестирования после плавного полного вдоха. Длительность задержки дыхания составляла 20 секунд, после чего испытуемый продолжал обычное дыхание.

В результате исследований было выделено три группы испытуемых, для каждой из которых наиболее характерны следующие типичные графики ритмограмм (рис. 10). На каждом из рисунков стрелочкой отмечен момент начала задержки дыхания.

*Тип 1* наблюдался приблизительно в 72% обследований и характеризовался постепенным увеличением продолжительности  $R-R$ -интервалов (уменьшением ЧСС), которое на приведенном графике составляло 0,179 с по отношению к исходному состоянию. Именно такой характер изменения ЧСС наблюдался в экспериментах, описанных в работах [29, 30].

*Тип 2* наблюдался приблизительно в 16% случаев и характеризовался некоторым уменьшением продолжительности  $R-R$ -интервалов (увеличением ЧСС), которое на приведенном графике составляло 0,102 с.

И, наконец, приблизительно в 12% случаев наблюдался *тип 3*, который характеризуется значительными колебаниями ЧСС в период задержки дыхания.

В экспериментах, проводимых в разные дни, испытуемые чаще всего демонстрировали один и тот же тип изменения ЧСС при задержке дыхания на вдохе. Но приблизительно в 6% случаев тип 1 изменялся на тип 2. Можно предпо-

ложить, что нетипичное изменение поведения ЧСС связано с физическим перенапряжением накануне проведения исследования, однако этот вопрос требует более глубокого изучения.

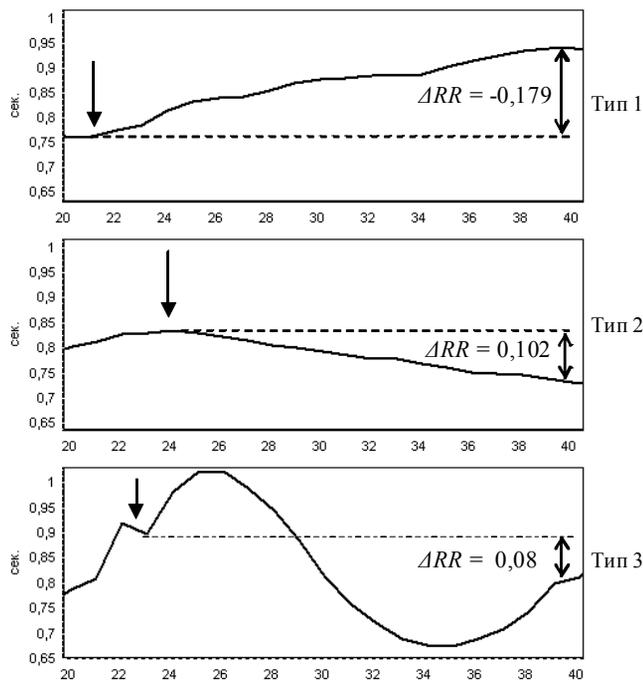


Рис. 10. Типы ритмограмм при задержке дыхания на вдохе

На рис. 11 показана регрессионная зависимость изменения частоты сердечных сокращений  $\Delta$  ЧСС (в процентах по отношению к исходному состоянию) от продолжительности  $T$  задержки дыхания на вдохе. Зависимость построена по результатам 115 экспериментов, проведенных с 15 испытуемыми, которые стабильно демонстрировали тип 1 ритмограммы. Уравнение регрессии имеет вид

$$\Delta \text{ЧСС} = -0,2551T - 0,063, r = -0,65.$$

Проверка по методике, изложенной в [31], с надежностью вывода  $P = 0,999$  подтвердила, что гипотезу о независимости случайных величин  $\Delta$  ЧСС и  $T$  следует отвергнуть, а коэффициент корреляции  $r = 0,65$ , несмотря на его не очень высокое значение, является значимым.

Проведена также серия экспериментов при участии «профессионального» йога с продолжительной задержкой дыхания (более 20 с). На рис. 12 представлены результаты трех экспериментов – без задержки дыхания (рис. 12,а), при

задержке дыхания на вдохе 60 с (рис. 12,б) и при задержке дыхания на выдохе 65 с (рис. 12,в).

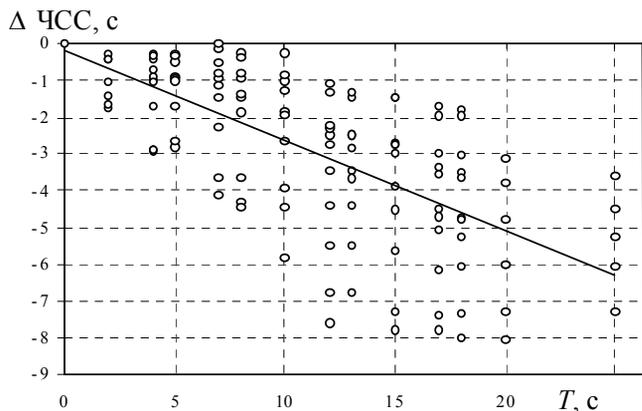


Рис. 11. Зависимость изменения частоты сердечных сокращений  $\Delta$  ЧСС от продолжительности  $T$  задержки дыхания на вдохе

Эксперименты показали, что для тренированного организма задержка дыхания на вдохе приводит к увеличению ЧСС всего на 9,4% по отношению к исходному состоянию (рис. 12,а,б).

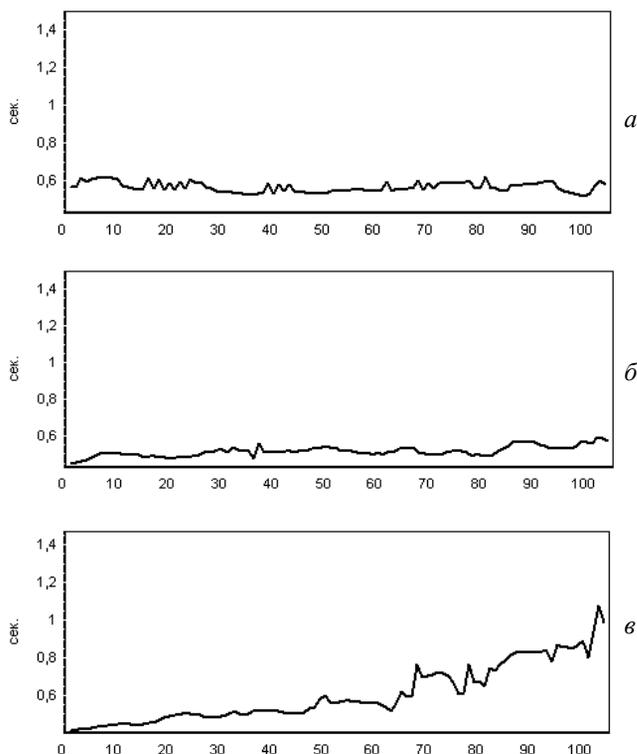


Рис. 12. Эксперимент с длительной задержкой дыхания: а – без нагрузки, б – задержка дыхания на вдохе, в – задержка дыхания на выдохе

В то время как у этого же испытуемого длительная задержка дыхания на выдохе приводит

ла к значительному сокращению ЧСС (увеличению продолжительности  $R-R$ -интервалов), которое особенно проявляется, начиная с 65  $R-R$ -интервала (рис. 12, в).

При задержке дыхания на выдохе более 110 с (рис. 13) у испытуемого наблюдались постоянные колебания ЧСС. Однако и в этом случае отмечалась тенденция к увеличению продолжительности  $R-R$ -интервалов, а значит, сокращение ЧСС.

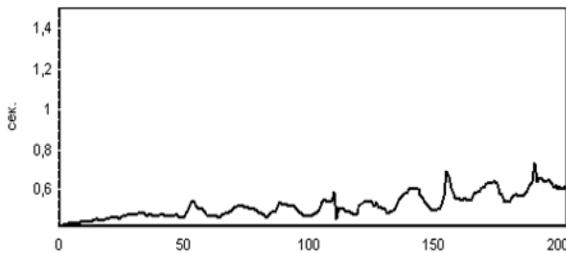


Рис. 13. Эксперимент с задержкой дыхания на выдохе более 110 с

В табл. 3 сведены основные показатели ВСР, которые наблюдались у тестируемого йога в исходном состоянии и с длительными задержками дыхания на вдохе и выдохе, а также процентные изменения  $\Delta_1$  и  $\Delta_2$  показателей по отношению к исходному состоянию.

Таблица 3. Основные показатели ВСР при длительных задержках дыхания

Параметры вариабельности сердечного ритма	Вид дыхательной нагрузки				
	Без нагрузки	Задержка на вдохе (60 с)	$\Delta_1$ , %	Задержка на выдохе (65 с)	$\Delta_2$ , %
ЧСС, уд/мин	106	116	9,4	107	0,9
NN, мс	568	528	7,0	634	11,6
SDNN, мс	30	84	180,0	194	546,7
RMSSD, мс	125,9	108	14,2	184,3	46,4
pNN50, %	8,654	6,796	21,5	11,41	31,8
CV, %	5,267	15,78	199,6	199,6	490,5
HVRtr.index	7	4,727	32,5	10,88	55,4
$M_0$ , мс	575	525	8,7	575	0,0
$AM_0$ , %	54,29	63,46	16,9	25	54,0
$MxDMn$ , мс	56,3	650,4	1055,2	1980	3416,9
ИИ	302,1	92,93	69,2	10,98	96,4
LFn, %	38,4	26,6	30,7	36,7	4,4
HFn, %	30,5	44,1	44,6	35,5	16,4
LF/HF	1,26	0,6	52,4	1,03	18,3

Из табл. 3 видно, что наибольшие изменения при задержке дыхания на вдохе претерпевали параметры SDNN, CV и особенно  $MxDMn$ .

Еще большие изменения этих параметров наблюдались при длительной задержке дыхания на выдохе.

**Заключение.** Проведенные эксперименты с использованием системы АНТИСТРЕСС еще раз показали, что продолжительность задержки дыхания на вдохе как одна из составляющих формулы управляемого дыхания влияет на параметры ВСР, в частности, на частоту сердечных сокращений ЧСС (продолжительность  $R-R$ -интервалов) и другие показатели сердечного ритма. Следовательно, при изменении продолжительности составляющих формулы управляемого дыхания возможно влиять на баланс между симпатическим и парасимпатическим отделами вегетативной нервной системы и тем самым увеличить адаптационные возможности организма человека к негативным влияниям окружающей среды, вызывающим стрессовые ситуации.

Дальнейшие исследования должны быть направлены на изучение динамики показателей ВСР при полном цикле дыхательного упражнения (при различных  $T_1, T_2, T_3, T_4$ ) и исследованию эффектов от серии дыхательных упражнений при разных формулах.

1. Тригранян Р.А. Стресс и его значение для организма. – М.: Наука, 1988. – 176 с.
2. Методы преодоления стресса. – <http://lossofsoul.com/>
3. Судаков К.В. Системные механизмы эмоционального стресса. – М.: Медицина, 1981. – 232 с.
4. Корнацький В.М., Третяк І.В. Вплив психоемоційних порушень на розвиток і перебіг серцево-судинної патології // Укркардіо. – 2008. – № 6. – С. 94–100.
5. Иващенко О.И. Перспективы использования метода биологической обратной связи в нейротерапии хронических заболеваний // Материалы научн.-практ. конф. «Опыт лечения и диагностики». К 20-летию клинической больницы МСЧ № 1 АМО ЗИЛ. – М.: АМО ЗИЛ, 2001. – С. 66–69.
6. Триняк М.Г. Застосування вольового управління диханням в клініці внутрішніх хвороб та в спорті: Навч.-метод. посібник з лікувальної фізкультури та спортивної медицини / Центральний методичний кабінет медицини з вищої медичної освіти, Чернівецький держ. мед. ін-т. – Чернівці. – 1996. – 122 с.
7. Йог Рамачарака. Наука о дыхании индийских йогов. – СПб.: Новый Человек, 1916. – 92 с.
8. Клатчук В.В., Лашко В.П. Безпосередня ефективність модифікованих способів мобілізуючого та за-

- спокійливого дихання за показниками хронотропної реакції серця // Спорт. вісн. Придніпров'я. – 2001. – № 1. – С. 56–58.
9. *Селье Г.* Очерки об адаптационном синдроме. – М.: Медгиз, 1960. – 275 с.
  10. *Швец В.І.* Методична вказівка для організації самостійної позааудиторної роботи студентів. Фізіологія адаптації організму. – Чернівці: Місто, 2007. – 22 с.
  11. *Haller A.* Elementa physiologiae corporis humani: In 8 t. – Lausanne: S. d' Arnay, 1760. – Т. 2, lib. 6 – Р. 330–332.
  12. *Баевский Р.М., Кирилов О.И., Клецкин С.М.* Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. – М.: Наука, 1984. – 224 с.
  13. *Баевский Р.М., Иванов Г.Г., Чирейкин Л.В.* Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем. Ч. 1 // Вестн. ритмологии. – 2002. – № 4. – С. 65–70.
  14. *Анализ вариабельности ритма сердца в клинической практике (возрастные аспекты / О.В. Коркушко, А.В. Писарук, В.Г. Шатило и др.* – К.: Институт герантологии АМН. – 189 с.
  15. *Blanchard E.B.* Biofeedback treatments of essential hypertension. // Biofeedback and Selfregulation. – 1990. – 15, N 3. – Р. 209–228.
  16. *Казначеев В.П., Баевский Р.М., Барсенева А.П.* Донозологическая диагностика в практике массовых обследований населения. – Л.: Медицина, 1980. – 208 с.
  17. *Бутейко М.М., Бутейко В.К.* О методе Бутейко из первых рук // Астма и аллергия. – 2005. – № 1. – С. 24–25.
  18. *Степанов А.А.* Дыхание по Фролову против сердечно-сосудистых заболеваний – СПб.: Питер, 2006. – 160 с.
  19. *Преображенский Д.Н.* Золотые дыхательные методики здоровья. – Там же, 2009. – 224 с.
  20. *Hering E.* Uber den Einfluss der Atmung auf den Kreislauf. I. Mittheilung. Uber Athembewegungen des Gefasssystems // S. – Ber. Akad. Wiss. (Wien). Math. – naturwiss. – Kl. 2. Abt. 2. – 1869. – Bd 60. – S. 829–856.
  21. *Traube L.* Die Symptome der Krankheiten des Respirations- und Circulations-Apparats. Vorlesungen. Erste Leitung. – Berlin: August Hirschwald, 1867. – 168 s.
  22. *Онопчук Ю.Н., Марченко Д.И., Полинкевич К.Б.* Математические модели системы дыхания в изучении гипоксических состояний // Кибернетика и вычислительная техника. – 1997. – 114. – С. 96–102.
  23. *Кривова О.А.* Анализ дыхательной модуляции сердечного ритма // Там же. – С. 115–122.
  24. *Котова А.Б., Джога Н.В.* Информационный портрет состояния системы дыхания // Там же. – 1999. – 125. – С. 915–98.
  25. *Коваленко С.А., Кудий Л.И.* Особенности вариабельности сердечного ритма у лиц с различной частотой дыхания // Физиология человека. – 2006. – Т. 32. – № 6. – С. 126–128.
  26. *Шульц И.* Аутогенная тренировка – сосредоточенное саморасслабление. – М.: Медицина, 1985. – 31с.
  27. *Файнзильберг Л.С.* Эффективная процедура подавления сосредоточенных гармонических помех при цифровой обработке сигналов сложной формы // УСиМ. – 2008. – № 4. – С. 49–57, 67.
  28. *Файнзильберг Л.С.* Адаптивное сглаживание шумов в информационных технологиях обработки физиологических сигналов // Математичні машини і системи. – 2002. – № 3. – С. 96–104.
  29. *Richter D.W., Spyer K.M.* Cardiorespiratory control: Central regulation of autonomic functions. – N.Y.: Oxford Univ. Press, 1990. – P. 189–207.
  30. *Presence of vasomotor and respiratory rhythms in the discharge of single medullary neurons involved in the regulation of cardiovascular system / N. Montano, T. Gnechi Ruscone, A. Porta et al. / J. Auton. Nerv. Syst. – 1996. – 57, N 1/2. – P. 116–122.*
  31. *Румишский Л.З.* Математическая обработка результатов эксперимента. – М.: Наука, 1971. – 192 с.

Поступила 22.12.2010

Тел. для справок: (044) 526-4119, +380 67 715 1583,  
+380 97 805 6429, +380 95 576 6302 (Киев)

© Л.С. Файнзильберг, Т.В. Кондратюк, Н.А. Семергей,  
2011