

## АНТИСТРЕСС – НОВАЯ ИНФОРМАЦИОННАЯ ТЕХНОЛОГИЯ УПРАВЛЕНИЯ РЕГУЛЯТОРНЫМИ СИСТЕМАМИ ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА НА ОСНОВЕ БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ

Д.т.н. Файнзильберг Леонид Соломонович  
Кондратюк Татьяна Владимировна  
Семергей Николай Александрович

Контакт с авторами: 03680, Украина, г. Киев, пр. Академика Глушкова, 40  
Кибернетический Центр, МНУЦ ИТИС

*Предложена информационная технология, которая обеспечивает 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.*

**1. 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% населения США постоянно находится в состоянии сильного стресса. Из них 60% испытывает стресс 1-2 раза в неделю, 30% – почти каждый день. По данным американских ученых почти 70 % всех визитов к врачу вызваны симптомами, в основе которых лежит стресс. В итоге экономические потери от стресса у населения США превышают 300 миллиардов долларов ежегодно. В странах Европейского союза из 147 млн. рабочих 40 млн. страдают от стрессов, что ежегодно обходится обществу в 19 миллиардов долларов США.

Хотя стресс чаще всего вызывает лишь изменение физиологических реакций организма, которые не выходят за рамки нормальных состояний [1], в ряде случаев он имеет достаточно серьезные негативные последствия [3]. По данным Всемирной организации здравоохранения, у 45% 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. Одно из таких направлений – создание современных компьютерных средств, которые обеспечивают 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 терпеливости как “ученика”, так и “учителя”. Поскольку на современном этапе развития общества экономия времени является одним из решающих факторов успешного образа жизни, актуальным является разработка компьютерных технологий, способных существенно сократить продолжительность обучения методикой правильного дыхания.

**2. Постановка задачи.** В статье ставится задача провести исследования, направленные на разработку информационной технологии, которая на основе автоматического анализа инди-

видуальных особенностей сердечного ритма пользователя обеспечивает ускоренное обучения навыкам правильного дыхания в амбулаторных и домашних условиях.

**3. Базовые предпосылки информационной технологии АНТИСТРЕСС.** Концепция стресса впервые сформулирована выдающимся канадским физиологом Гансом Селье [9]. Стресс определяется как неспецифическая реакция организма в ответ на реальные или воображаемые раздражители (стимулы). При этом различают 3 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], которая осуществляет координирующую функцию в деятельности организма и обеспечивает 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 степени 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 в себе информацию о функциональном состоянии всех звеньев регулирования жизнедеятельности человека как в норме, так и при различных патологиях.

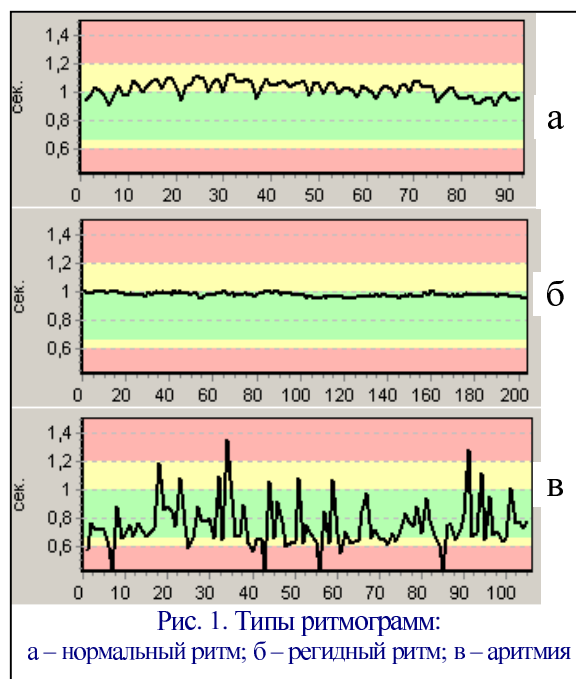
Явление вариабельности сердечного ритма (изменчивости интервала времени между сердечными сокращениями) обнаружил А. Галлер еще в 1760 г. [11]. В настоящее время математический анализ вариабельности сердечного ритма (ВСР) широко применяют для оценки баланса между симпатической (возбуждающей) и парасимпатической (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 продолжительностей кардиоциклов (последовательности  $R - R$ -интервалов), содержит информацию о деятельности регуляторных механизмов, которые управляют 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 таблице 1 представлен перечень основных показателей ВСР [14].

**Таблица 1. Основные показатели ВСР**

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	Квадратный корень из суммы разностей последовательного ряда кардиоинтервалов	Активность парасимпатического звена вегетативной регуляции
<i>PNN50</i> , %	Число пар кардиоинтервалов с разностью более 50 мс в % 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>	Треугольный индекс	Отражает суммарную ВСР
<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 ВСР, характеризующую парасимпатический тонус
<i>LF<sub>n</sub></i> , %	Мощность в диапазоне низких частот в нормализованных единицах	Отражает низкочастотную составляющую ВСР, характеризующую симпатический тонус
<i>LF/HF</i>	Симпато-вагальный индекс	Характеризует баланс симпатических и парасимпатических влияний на ритм сердца

Следует заметить, что для интегральной оценки степени напряжения регуляторных систем часто бывает достаточно оценить стандартное отклонение *SDNN* или же индекс напряжения ИН [13].

Нормальные значения *SDNN* находятся в пределах 40-80 мс. Однако эти значения имеют половозрастные особенности, которые нужно учитывать при оценке результатов исследований. 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, которая подавляет 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] :

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

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 ИИ колеблется в пределах 80-150 условных единиц. Этот показатель чрезвычайно чувствителен к усилению тонуса симпатической нервной системы. Даже небольшая нагрузка (физическая или эмоциональная) увеличивает ИИ в 1,5-2 раза. У больных с постоянным напряжением регуляторных систем ИИ 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), отвечающей за перераспределение информации от органов чувств к коре головного мозга, возникает естественная эмоциональная реакция организма, которая в конечном итоге и приводит к тому или иному физиологическому изменению (рис. 2, верхняя часть).

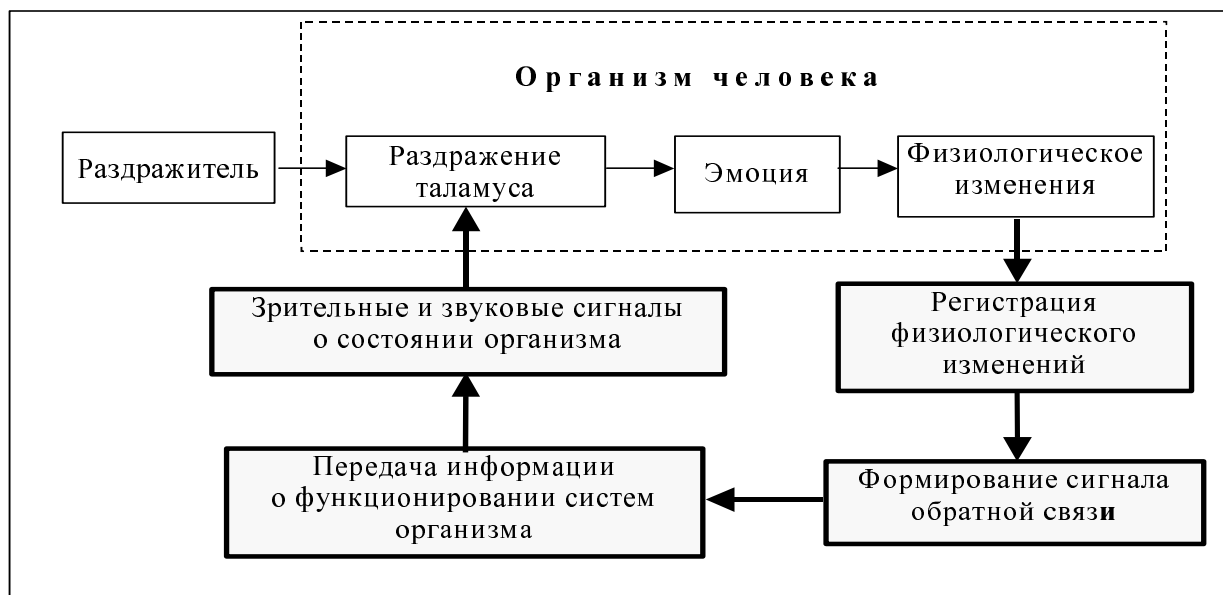


Рис.2. Пояснение механизма биологической обратной связи

Однако адаптационные возможности организма можно существенно повысить, если использовать дополнительную *биологическую обратную связь* (БОС) в виде зрительных, слуховых или других сигналов-стимулов, которые позволяют 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 система 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, которая легко поддается регуляции: дыхание можно задержать, форсировать, увеличить или уменьшить продолжительность и объем вдоха и выдоха и т.д. Поэтому за счет 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 увеличении фазы выдоха через специальный тренажер, за счет которого достигается необходимое давление надува легких.

Интересна методика, предложенная Г.С. Беляевым [19], в которой отдельно используют мобилизирующее и успокаивающие дыхательные упражнения, оказывающие избирательные действие соответственно на симпатический (возбуждающий) и парасимпатический (тормозной) отделы вегетативной нервной системы. Избирательность достигается за счет 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 свое внимание Траубе [21] и Е. Геринг [20]. Они же установили прямую связь дыхательного ритма с колебаниями артериального давления. Многие украинские ученые занимались 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 являются 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.

**4. Информационная технология АНТИСТРЕСС.** Предлагаемая информационная технология (ИТ) ориентирована на снятие напряжения регуляторных систем организма за счет 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 состояние 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 800x600, 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 пра-

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

вой и левой рук к миниатюрным электродам, расположенным на передней панели сенсора (рис. 3).

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 по безопасности медицинских изделий. По способу защиты от поражения электрическим током устройство относится к классу II тип ВF по ДСТУ 3798.

Основные технические характеристики сенсора приведены в таблице 2.



Рис. 3. Микропроцессорный сенсор с пальцевыми электродами

**Таблица 2. Технические характеристики микропроцессорного сенсора**

<b>Характеристика</b>	<b>Значения</b>
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 от 0,1 до 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	105x75x30 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 продолжительностей нормальных *R – R* интервалов;
- отображение результатов анализа в реальном масштабе времени (по мере накопления *R – R* интервалов);
- вычисление усреченного 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.

Важной особенностью системы АНТИСТРЕСС является 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).

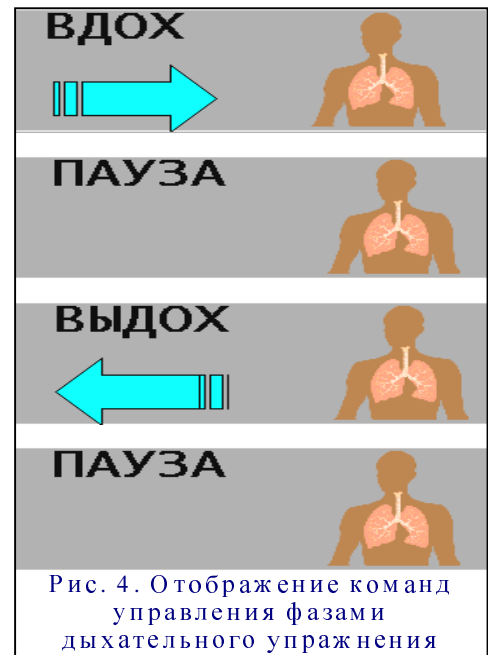


Рис. 4. Отображение команд управления фазами дыхательного упражнения

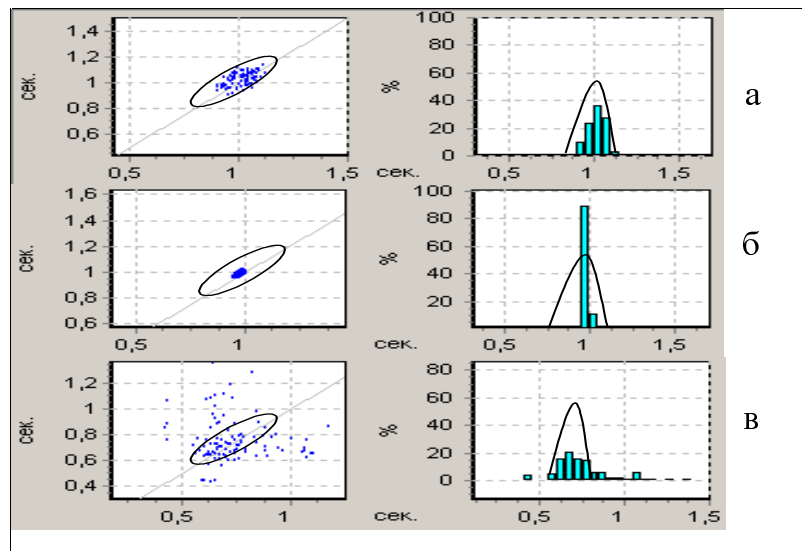


Рис. 5. Динамические скатерограмма (слева) и гистограмма (справа)  $R - R$  интервалов: а – нормальный ритм; б – ригидный ритм; в – аритмия

При ригидном ритме пятно Пуанкаре-Лоренца вырождается в точку (рис. 5 б, 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, в, слева).

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

Дополнительным сигналом биологической обратной связи служит и динамическая гистограмма продолжительностей  $R-R$ -интервалов. Для ее построения ось абсцисс, по которой отложена длительность  $R-R$ -интервалов (от 0,3 сек до 1,8 сек), разбита на 20 участков, а по оси ординат откладываются 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 а, справа), при ригидном ритме – концентрируется в одном-двух столбцах (рис. 5 б, справа), а при аритмии ширина гистограммы существенно превышает допустимую область (рис. 5, в, 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).

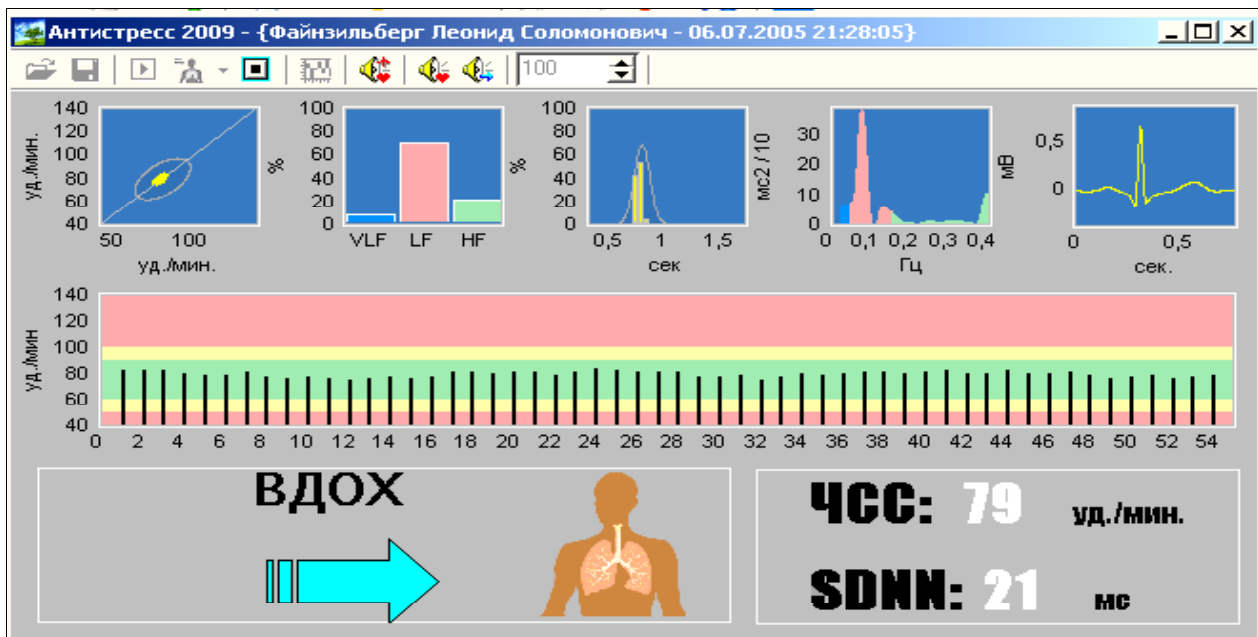


Рис. 6. Рабочее окно системы АНТИСТРЕСС

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.

**5. Экспериментальные исследования.** Реализованная в системе АНТИСТРЕСС дополнительная петля биологической обратной связи (рис. 7), которая основана на визуальном анализе описанных выше когнитивных графических, дает возможность пользователю осознанно управлять сердечным ритмом за счет использования той или иной *формулы* дыхательного упражнения.

Известно, что разные методики дыхательной гимнастики ставят свои акценты на отдельные фазы дыхательного ритма [17-19], а значит индивидуальная формула дыхательного упражнения, под которой понимается четверка 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.

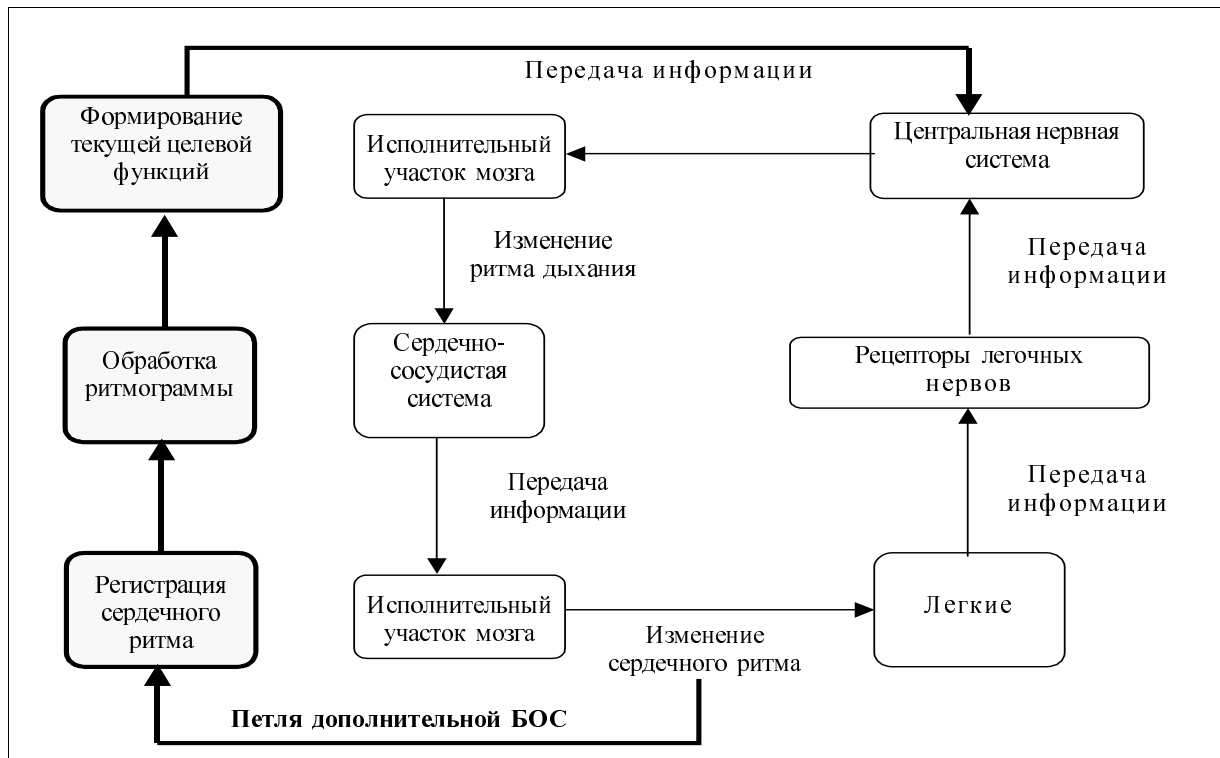


Рис.7. Формирование дополнительной петли биологической обратной связи (БОС) в системе АНТИСТРЕСС

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 от продолжительностей  $T_1, T_2, T_3, T_4$  фаз дыхания, позволяют нам приблизиться к созданию методологических основ индивидуального подбора необходимой формулы дыхания для конкретного пользователя.

На первом этапе интересно исследовать парные зависимости между отдельными показателями ВСР от продолжительностями  $T_1, T_2, T_3, T_4$ . Приведем некоторые результаты таких экспериментов, которые проведены нами с использованием системы АНТИСТРЕСС

Было проведено исследование 36 человек обоего пола (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 3 группы испытуемых, для каждой из которых наиболее характерными являются 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 продолжительностей  $R-R$ -интервалов (сокращению ЧСС), которое на приведенном графике составляло 0,179 сек по отношению к исходному состоянию. Именно такой характер изменения ЧСС наблюдался в экспериментах, описанных ранее в работах [29,30].

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

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

На рис.11 показана регрессионная зависимость изменения частоты сердечных сокращений  $\Delta$  ЧСС (в % по отношению к исходному состоянию) от продолжительности  $T$  задержки дыхания на вдохе.

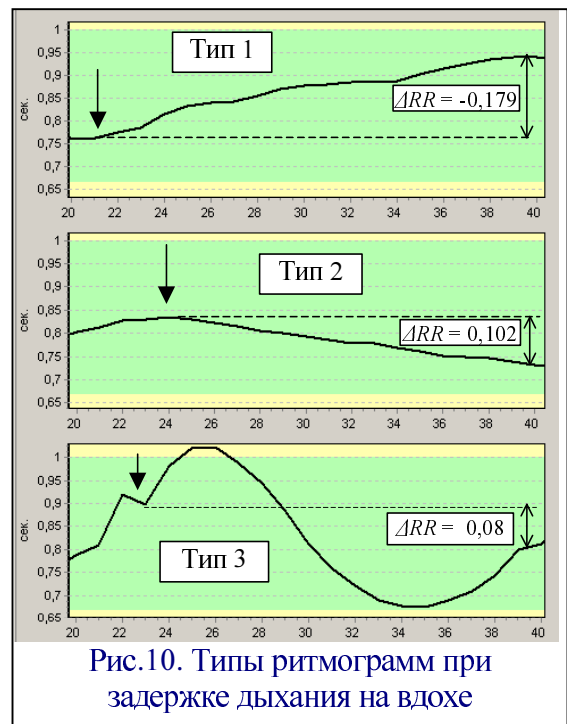


Рис.10. Типы ритмограмм при задержке дыхания на вдохе

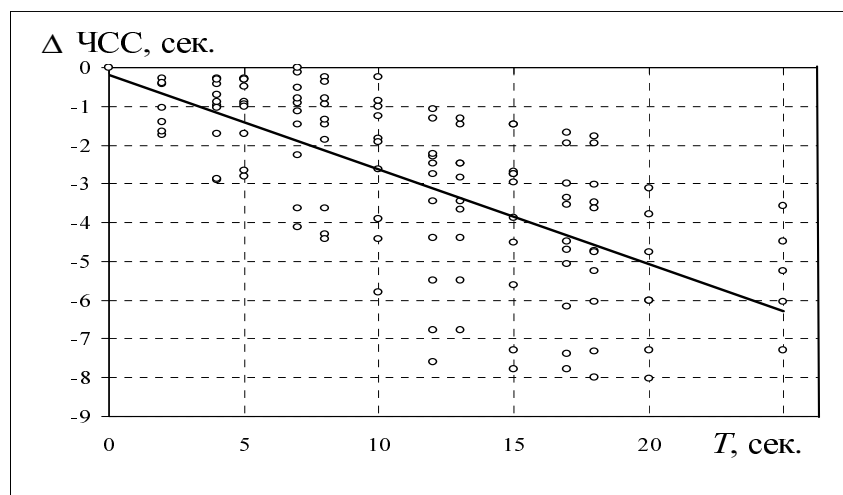


Рис.11. Зависимость изменения частоты сердечных сокращений  $\Delta$  ЧСС от продолжительности  $T$  задержки дыхания на вдохе

Зависимость построена по результатам 115 экспериментов, проведенных с 15 испытуемыми, которые стабильно демонстрировали тип 1 ритмограммы. Уравнение регрессии имеет вид

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

Проверка по методике, изложенной в [31], с надежностью вывода  $P = 0,999$  подтвердила, что гипотезу о независимости случайных величин  $\Delta\text{ЧСС}$  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 (более 20 секунд). На рис.12 представлены результаты трех экспериментов – без задержки дыхания (рис. 12, а), при задержке дыхания на вдохе 60 секунд (рис. 12, б) и при задержке дыхания на выдохе 65 секунд (рис 12, в).

Эксперименты показали, что для тренированного организма задержка дыхания на вдохе приводит лишь к незначительному увеличению ЧСС, которое увеличилась всего на 9,4 % по отношению к исходному состоянию (рис. 12, а, б). В то время как у этого же испытуемого длительная задержка дыхания на выдохе приводила к значительному сокращению ЧСС (увеличению продолжительности  $R-R$ -интервалов), которое особенно проявляется начиная с 65-го  $R-R$ -интервала (рис. 12, в).

При задержке дыхания на выдохе более 110 секунд (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.

В таблице 3 сведены основные показатели ВСР, которые наблюдались и 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.

Из таблицы 3 видно, что наибольшие изменения при задержке дыхания на вдохе претерпевали параметры  $SDNN$ ,  $CV$  и особенно  $MxDMn$ . Еще большие изменения наблюдались у этих параметров при длительной задержке дыхания на выдохе.

**Закключение.** Проведенные эксперименты с использованием системы АНТИ-СТРЕСС 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 за счет изменения продолжительностей 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.

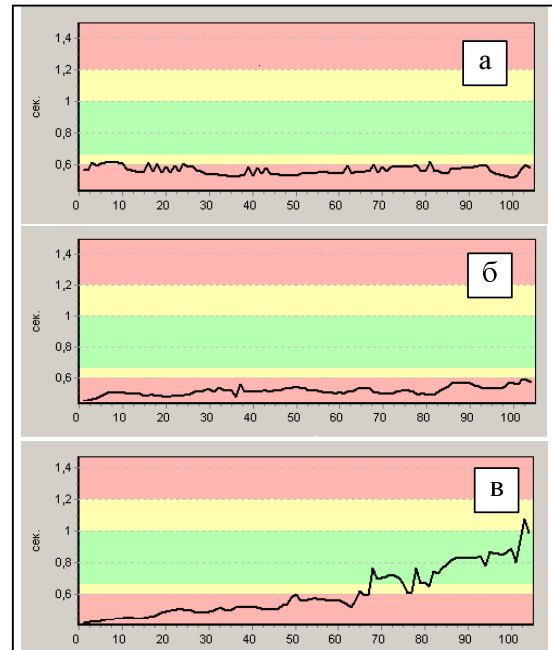


Рис.12. Эксперимент с длительной задержкой дыхания  
а – без нагрузки, б – задержка дыхания на вдохе, в – задержка дыхания на выдохе

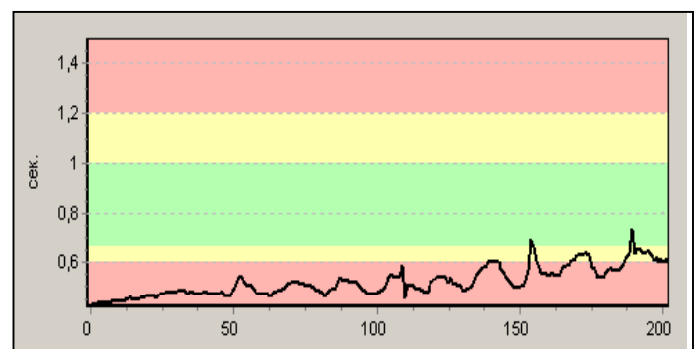


Рис.13. Эксперимент с задержкой дыхания на вдохе более 110 с.

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.

**Таблица 3 – Основные показатели ВСР при длительных задержках дыхания**

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

### Литература

1. Тригранян Р.А. Стресс и его значение для организма. – М.: Наука, 1988.–176с.
2. Методы преодоления стресса // Интернет ресурс: <http://lossofsoul.com/>.
3. Судаков К.В. Системные механизмы эмоционального стресса. – М.: Медицина. –1981.–232с.
4. Корнацький В.М. Третяк І.В. Вплив психоемоційних порушень на розвиток і перебіг серцево-судинної патології // Український кардіологічний журнал «Укркардіо» – 2008. – № 6. – С. 94-100.
5. Иващенко О.И. Перспективы использования метода биологической обратной связи в нейротерапии хронических заболеваний// "Научно-практическая конференция. 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. – 122с.
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 заспокійливого дихання за показниками хронотропної реакції серця // Спортивний вісник Придніпров'я. – 2001. – №1. – С.56-58.
9. Селье Г. Очерки об адаптационном синдроме. Пер. с англ.– М.: Медгиз, 1960. –275с.
10. Швець В.І. Методична вказівка для організації самостійної позааудиторної роботи студентів. Тема: 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 - P. 330-332.
12. *Баевский Р.М., Кирилов О.И., Клеукин С.М.* Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. Москва: Наука, 1984. – 224с.
13. *Баевский, Р. М., Иванов, Г. Г., Чирейкин, Л. В.* Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (часть 1) // Вестник ритмологии. – № 4. – 2002. – С. 65-70
14. *Коркушко О.В., Писарук А.В., Шатило В.Г., Лишневская В.Ю., Чеботарев Н.Д., Погорецкий Ю.Н.* Анализ variability ритма сердца в клинической практике (возрастные аспекты. – Киев: Институт герантологии АМН, 2002. – 189 с.
15. *Blanchard E.B.* Biofeedback treatments of essential hypertension. //Biofeedback and Selfregulation, 1990.– V.15.– ,No. 3.– P. 209-228.
16. *Казначеев В.П., Баевский Р.М., Барсенева А.П.* Донозологическая диагностика в практике массовых обследований населения. –Л.: –Медицина, 1980. – 208с.
17. *Бутейко М.М., Бутейко В.К.* О методе Бутейко из первых рук // Астма и аллергия. –2005. – N 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. - СПб. : Питер, 1-е издание. – 2009. – 224с.
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. – Вып.114. – С.96-102
23. *Кривова О.А.* Анализ дыхательной модуляции сердечного ритма // Кибернетика и вычислительная техника. – 1997. – Вып.114. – С.115-122
24. *Котова А.Б., Джога Н.В.* Информационный портрет состояния системы дыхания// Кибернетика и вычислительная техника. – 1999. – Вып.125. – С.915-98
25. *Коваленко А.С., Кудий Л.И.* Особенности variability сердечного ритма у лиц с различной частотой дыхания // Физиология человека. – 2006. – Т.32. – № 6. – С.126-128
26. *Йоганн Шульц.* Аутогенная тренировка - сосредоточенное саморасслабление / С.Л. Дземешкевича под. ред. В.Е. Рожнова. – М.: Медицина, 1985. – 31с.
27. *Файнзильберг Л.С.* Эффективная процедура подавления сосредоточенных гармонических помех при цифровой обработке сигналов сложной формы // Управляющие системы и машины. – 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., Szyper K. M.* Cardiorespiratory control: Central regulation of autonomic functions. – N.Y.:Oxford Univ. Press, 1990. – P. 189-207.
30. *Montano N., Gnechchi Ruscone T., Porta A., et al.* Presence of vasomotor and respiratory rhythms in the discharge of single medullary neurons involved in the regulation of cardiovascular system // J. Auton. Nerv. Syst. – 1996. – Vol. 57. N 1/2. – P. 116-122.
31. *Румицкий Л.З.* Математическая обработка результатов эксперимента. М. – Наука. – 1971. – 192 с.