



ОБУСЛОВЛЕННЫЕ СТРЕССОМ ИЗМЕНЕНИЯ ДИНАМИКИ АРТЕРИАЛЬНОГО КРОВЯНОГО ДАВЛЕНИЯ БЕЛЫХ КРЫС

Д.В. Думский, О.А. Климова, А.Н. Павлов

В работе предлагается подход к исследованию многомодовых режимов динамики биологических систем, основанный на количественном описании сложности временных зависимостей мгновенных частот различных ритмов. В экспериментах на белых крысах показывается, что стрессорные воздействия не приводят к существенным изменениям мер сложности эволюционной динамики в низкочастотной области спектра вариабельности сердечного ритма. В то же время в высокочастотной области происходят изменения динамики, и обнаруживаются различия в реакциях на стресс у самок и самцов.

Введение

Типичной особенностью функционирования многих биологических систем является наличие многомодовой динамики: в сигналах, генерируемых такими системами, одновременно проявляются ритмы различной природы [1-3]. Например, в динамике сердечно-сосудистой системы человека иногда выделяют 5 характерных частот, обусловленных разными физиологическими механизмами [4]. Часть из них относится к области очень низких частот (менее 0.04 Гц), которую рассматривают только при анализе сигналов большой длительности. Более традиционными для исследования помимо самой частоты сердечных сокращений (ЧСС) (порядка 1 Гц) являются диапазон низких (0.04-0.15 Гц) и диапазон высоких частот (0.15-0.4 Гц) в спектре вариабельности сердечного ритма. Существование характерных пиков в данных частотных диапазонах спектра часто объясняют влиянием симпатической и парасимпатической нервной системы, соответственно, хотя о физиологической природе ритмических компонент в низкочастотной области до сих пор ведутся дискуссии [3]. Ряд характерных частотных диапазонов выделяют в динамике артериального давления крови крыс: область очень низких частот (менее 0.25 Гц), область низких частот (НЧ) (0.25-0.75 Гц), а также область высоких частот (ВЧ) (0.75-3.0 Гц), в которой проявляется дыхательный ритм.

Наличие нескольких характерных пиков спектра, имеющих различную природу, порой может создавать проблемы в интерпретации результатов анализа экспериментальных данных. Например, если при исследовании сердечно-сосудистой системы по временным рядам (сигналам артериального давления крови, последовательностям RR-интервалов электрокардиограммы и т.д.)

проводится вычисление тех или иных мер сложности, то в результате получаются величины, несущие информацию о некотором суммарном влиянии совокупности различных факторов на динамику сердца. Эти величины не всегда удается «увязать» с изменениями в структуре отдельных процессов, проявляющихся в вариабельности сердечного ритма. Во многих проводившихся исследованиях иллюстрировались изменения сложности динамики в тех или иных состояниях [5], но не проводился анализ того, с какими процессами в структуре вариабельности ритма сердца эти изменения связаны. В рамках данной работы акцентируется внимание на ином подходе к исследованию сложности многомодовых режимов динамики, заключающемся в отслеживании временной эволюции различных ритмических составляющих (мгновенных частот, соответствующих тому или иному ритму) и количественном описании сложности эволюционной динамики применительно к каждому ритму в отдельности.

Другой типичной особенностью многих процессов биологического происхождения является их неоднородность и нестационарность. В динамике сердечно-сосудистой системы нестационарность процессов следует рассматривать скорее как правило, чем как исключение: различные стрессы, всевозможные внешние воздействия, в простейшем случае даже простое изменение положения тела приводят к перестройке режима функционирования сердца, изменению частоты сердечных сокращений и других характеристик сердечной активности. Довольно часто при исследовании экспериментальных данных используется идеология анализа систем с медленно меняющимися параметрами: предполагается, что на небольших промежутках времени свойства процесса меняются незначительно, и его можно рассматривать как стационарный, применяя классический аппарат статистической обработки. Такой подход следует признать эффективным, если нестационарность ассоциируется с низкочастотной областью спектра по отношению к ритмам, представляющим интерес с точки зрения физиологии. Если же свойства процесса даже на коротких временных промежутках успевают существенно поменяться, то у исследователя есть два варианта дальнейших действий - либо отказываться от классических методов анализа временных рядов и ориентироваться на специальные методики [6-8], либо тщательно проводить предварительную обработку экспериментальных данных, выбирая для анализа только те участки, на которых сигналы можно считать приближенно стационарными. Но даже при условии осуществления такой предварительной обработки данных представляется целесообразным проводить анализ временных рядов с применением наиболее универсальных методов, эффективно работающих независимо от свойства стационарности данных. К числу таких универсальных инструментов относится вейвлет-анализ [8], хорошо зарекомендовавший себя при решении очень широкого круга задач [4,9,10].

В данной работе представлен подход, основанный на сочетании техники вейвлет-анализа, позволяющей определять мгновенные частоты ритмических составляющих многомодовых режимов динамики, с оценкой сложности эволюционной динамики в различных частотных диапазонах. Эксперименты на белых крысах показывают, что стрессорные влияния по-разному проявляют себя в НЧ- и ВЧ-областях спектра вариабельности сердечного ритма. На примере модели эмоционально-болевого стресса показано, что для самок во время стресса в основном не наблюдается заметных изменений сложности динамики ни в низкочастотной (0.25-0.75 Гц), ни в высокочастотной (0.75-3.0 Гц) областях по сравнению с состоянием покоя, тогда как для самцов сложность динамики чаще всего уменьшается в ВЧ-области, оставаясь неизменной в НЧ-области. Полученные результаты сравниваются с результатами стандартных методов анализа динамики сердечно-сосудистой системы.

Эксперименты

Одним из научных направлений в физиологии является изучение реакций живых организмов на стресс. Жизнь современного человека перенасыщена стрессорными ситуациями, которые приводят к срывам механизмов адаптации, проявляющимся, в частности, в росте числа сердечно-сосудистых заболеваний. Известно, что мужчины более, чем женщины, подвержены заболеваниям сердечно-сосудистой системы [11]. Мужчины также сильнее реагируют на стрессы [12], поэтому отдельное внимание уделяется исследованию половых особенностей реакций сердечно-сосудистой системы на разнообразные стрессорные воздействия. Наличие таких особенностей показано не только для людей, но и для животных (например, для белых крыс [13]). Исследования стрессорных реакций живых организмов неоднократно проводились с использованием различных критериев сложности. Однако в известных работах оценка сложности динамики проводилась «в целом», без привязки к конкретным процессам в структуре вариабельности сердечного ритма. Мы предлагаем метод более детального анализа изменений структуры вариабельности, который может быть применен в исследованиях динамики сердечно-сосудистой системы как людей, так и животных.

Эксперименты проводились на 16 белых беспородных крысах массой 200-250 г (8 самцов и 8 самок). Для измерения артериального давления животным были имплантированы внутрисосудистые катетеры под нембуталовым наркозом (45 мг/кг) в брюшную аорту через бедренную артерию. Непрерывная регистрация кровяного давления (КД) осуществлялась с помощью совместимого с компьютером многоканального измерительно-вычислительного комплекса PowerLab/400 ML401 и программного обеспечения Chart 4 (ADIstruments Ltd., Австралия). Частота дискретизации была выбрана 200 Гц. Через сутки после операции по имплантации катетеров у животных проводилась последовательная непрерывная регистрация сигналов КД в покое, при стрессе и в течение 60 минут после окончания стрессорного периода. В качестве стрессорного воздействия использовали модель эмоционально-болевого стресса, когда животное находилось в течение 60 минут в положении «лежа на спине». При этом животное клади спиной на дощечку и фиксировали лапки.

В процессе предварительной обработки полученные данные были поделены на 60-секундные фрагменты, сведены к нулевому среднему и подвергнуты фильтрации, позволившей устраниТЬ низкочастотный тренд. Использовался метод кусочно-линейной аппроксимации тренда [7]. Затем был осуществлен переход от сигналов КД к точечным процессам¹: последовательностям временных интервалов между моментами пересечения сигналом КД нулевого уровня в одном из направлений, например, снизу вверх (рис. 1, а). Полученные последовательности (рис. 1, б) представляют собой аналог RR-интервалов электрокардиограммы либо аналог *threshold-crossing intervals* [15]; именно эти последовательности анализировались нами для выявления изменений динамики КД, обусловленных стрессорным воздействием. Отметим, что из дальнейшего рассмотрения исключались фрагменты, содержащие различные сбои или не удовлетворяющие условию «почти стационарности» данных в течение выбранной длительности фрагментов (примерно 60 секунд). С этой целью в пределах длительности фрагмента проводилось разбиение точечного процесса на 10 частей, для каждой из которых оценивалось среднее значение и дисперсия. Выбирались фрагменты, для которых оцениваемые величины демонстрировали сравнительно небольшие флуктуации.

¹ Под точечным понимают процесс, в котором информация о динамике содержится в последовательности времен каких-то событий [14].

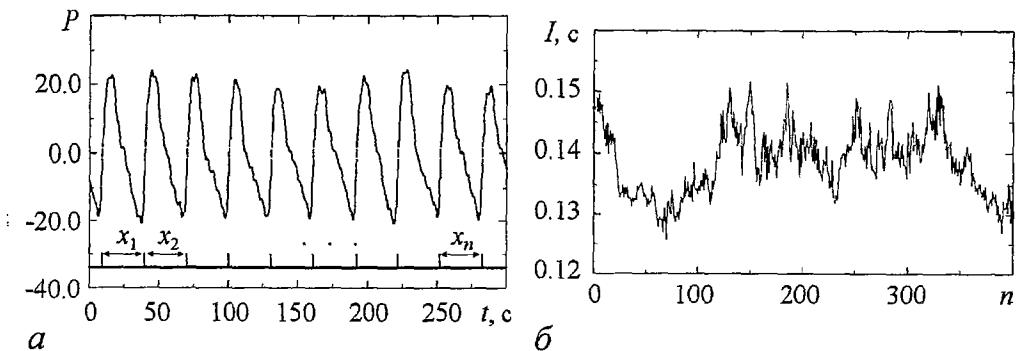


Рис. 1. *а* - Исходный сигнал кровяного давления после фильтрации и приведения к нулевому среднему значению. Внизу схематично показан переход к точечному процессу. *б* - Последовательность временных интервалов между моментами пересечения сигналом кровяного давления нулевого уровня. Данные моменты отмечены точками на рис. 1, *а*

Методы

Анализ динамики сердечно-сосудистой системы может проводиться на основе самых различных методов обработки временных рядов. При исследовании сердечного ритма наряду с ЧСС информативными характеристиками являются спектр мощности, функция распределения, энтропия (как мера сложности этих характеристик). При анализе вариабельности сердечного ритма широко применяются методы, оперирующие с временной областью (подразделяемые на статистические и геометрические) либо с частотной областью (спектральный анализ). Целый ряд стандартов и рекомендаций для проведения численных исследований можно найти в обзоре [3]. Многие из стандартных характеристик демонстрируют высокую корреляцию, поэтому при работе с реальными данными предпочтение отдается относительно небольшому числу алгоритмов, хорошо зарекомендовавших себя при диагностике различных нарушений сердечно-сосудистой системы [3].

В последние годы при проведении спектрального анализа сигналов биологических систем все чаще применяется вейвлет-преобразование. Его преимущества по сравнению с классическим Фурье-преобразованием неоднократно обсуждались в печати [8,10]. Для сигнала $x(t)$ формулу непрерывного вейвлет-преобразования можно записать следующим образом:

$$W_x(a,b) = 1/a^{1/2} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^*((t-b)/a) dt. \quad (1)$$

Здесь ψ - базисная функция, которая в общем случае может иметь произвольную форму, но должна быть солитоноподобной, ограниченной и иметь нулевое среднее значение; $W_x(a,b)$ - вейвлет-коэффициенты; a - масштабный коэффициент; b - параметр сдвига. Детали преобразования (например, выбор ψ) определяются конкретной задачей. С точки зрения исследования спектрального состава анализируемого процесса, представляется предпочтительным выбор в качестве базисной функции вейвлета Морле, который позволяет обеспечивать хорошую частотную локализацию. Упрощенное выражение для этой функции можно записать следующим образом:

$$\psi(\tau) = \pi^{-1/4} \exp(-j2\pi f_0 \tau) \exp[-\tau^2/2], \quad (2)$$

где выбором f_0 осуществляется компромисс между локализацией вейвлета во временной и в частотной областях. В наших исследованиях $f_0=1$.

Наряду с нахождением коэффициентов $W_x(a,b)$ целесообразно проводить расчеты плотности энергии $E_x(a,b)=|W_x(a,b)|^2$. В результате получается поверхность в трехмерном пространстве $E_x(a,b)$ или $E_x(f,b)$, где f - частота ($f=f_0/a$). Сечения этой поверхности в фиксированый момент времени $b=t_0$ соответствуют локальному спектру энергии. Чтобы упростить визуализацию частотно-временного спектра $E_x(f,b)$, можно рассматривать динамику только максимумов $E_x(f,t_0)$, то есть «шиков» локального спектра. Рис. 2, *a* демонстрирует различные частотные компоненты, которые можно идентифицировать в сигнале КД (в данном случае мы не классифицируем их по амплитудам или энергиям).

Однако рис. 2, *a* не дает представления о доминирующих спектральных компонентах. Эта информация может быть получена из глобального спектра энергии вейвлет-преобразования (скалограммы), представляющего собой аналог сглаженного спектра мощности, рассчитанного на основе преобразования Фурье. Скалограмма приведена на рис. 2, *б* и показывает наличие четко различимого шика в окрестности 0.4 Гц, который вероятно обусловлен миогенной динамикой [4]. Его принято относить к НЧ-области спектра вариабельности сердечного ритма

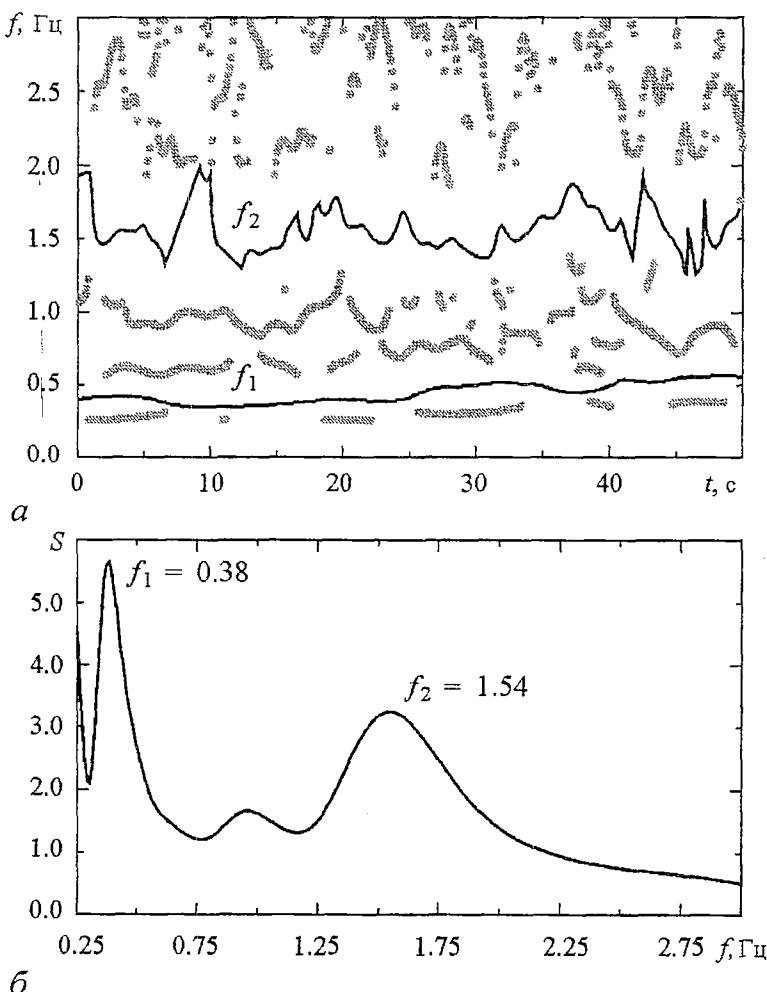


Рис. 2. *а* - Частотно-временной спектр (вейвлет-спектр). Точками показаны максимумы локальных энергетических спектров. Выделены характерные ритмы: в НЧ-области f_1 и в ВЧ-области f_2 . *б* - Глобальный энергетический спектр (скалограмма), дающий представление о доминирующих ритмических составляющих. По осям ординат выбраны произвольные единицы измерения

(0.25-0.75 Гц). Другой пик в районе 1.5 Гц соответствует частоте дыхания и относится к ВЧ-области (0.75-3.0 Гц).

Визуальный анализ эволюционной динамики, представленной на рис. 2, a, очень неудобен, особенно при обработке больших серий экспериментов. Для получения информации о сложности динамики желательно проводить оценку количественных критериев сложности. В нашей работе эта оценка осуществлялась следующим образом. Из двумерных спектров (см. рис. 2, a) выделялись временные зависимости мгновенных частот двух ритмов $f_1(t)$ и $f_2(t)$. Каждая из них рассматривалась как новый временной ряд, по которому строилась функция плотности распределения вероятностей $p(f)$, а затем вычислялась энтропия распределения

$$H_p = - \sum_{k=1}^N p_k \ln p_k, \quad (3)$$

где N - число разбиений диапазона изменения мгновенной частоты, а p_k - вероятность того, что значение мгновенной частоты попадает в k интервал разбиения ширины Δ . По аналогии с работой [16], для каждого ритма $f_1(t)$ и $f_2(t)$ во всех экспериментальных данных использовалась одинаковая мера неопределенности Δ .

Наряду с количественным описанием сложности эволюционной динамики мгновенных частот ритмических составляющих может быть использован более простой подход, состоящий в оценке сложности функции спектральной плотности мощности (или скалограммы вейвлет-анализа). В этом случае в выбранном частотном диапазоне вместо функции плотности вероятностей в формуле энтропии (3) рассматривается зависимость $S(f)$. Предварительно проводится нормировка спектра с тем, чтобы площадь под кривой $S(f)$ в выбранном диапазоне равнялась единице. Рассчитанная таким способом энтропия по спектру H_s служит количественным критерием сложности (или регулярности) динамики: она максимальна для равномерного спектра и уменьшается при наличии четко различимых ритмических составляющих. Нами проводилась оценка H_s отдельно в диапазоне НЧ и в диапазоне ВЧ.

В дополнение к частотным диапазонам спектра вариабельности может быть проанализирована сложность динамики в области частоты сердечных сокращений и ее гармоник. Спектральный анализ в данной области можно провести по исходным сигналам КД без перехода к точечным процессам. Для этого может применяться как вейвлетный, так и классический спектральный анализ. Согласно результатам работы [4], в этом диапазоне спектры будут получаться качественно очень похожие, хотя вейвлетный спектр будет более гладким². В качестве альтернативы можно использовать процедуру аналитического расчета спектра - как спектра последовательности дельта-функций (или прямоугольных импульсов), соответствующих каждому моменту пересечения сигналом КД порогового уровня (см. рис. 1, a). Пример аналитического расчета спектра мощности представлен на рис. 3.

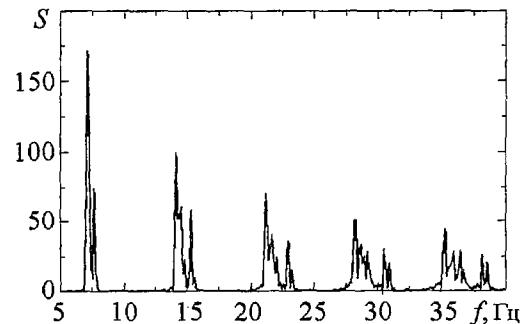


Рис. 3. Спектр мощности процесса, представленного на рис. 1, a

² Для исследования данного частотного диапазона с помощью вейвлетов нужно брать $f_0 > 1$.

Результаты

Проведенный анализ экспериментальных данных продемонстрировал различия в реакциях на стресс самок и самцов. В целом, изменения сложности динамики кровяного давления у самцов были более сильными, чем у самок; однако эти изменения происходили не во всех частотных диапазонах спектра вариабельности сердечного ритма, а только лишь в высокочастотной области. Для наглядности мы выбрали две крысы (самку и самца), которые демонстрировали довольно характерные реакции на стрессорное воздействие. На примере этих крыс далее будут проиллюстрированы основные эффекты, обусловленные стрессом. Наряду с рисунками будут приведены статистические данные по всем экспериментам.

На рис. 4 представлены результаты анализа сложности эволюционной динамики в различных частотных областях. В данном случае проводилось выделение мгновенных частот характерных ритмов (по аналогии с рис. 2, a) и по

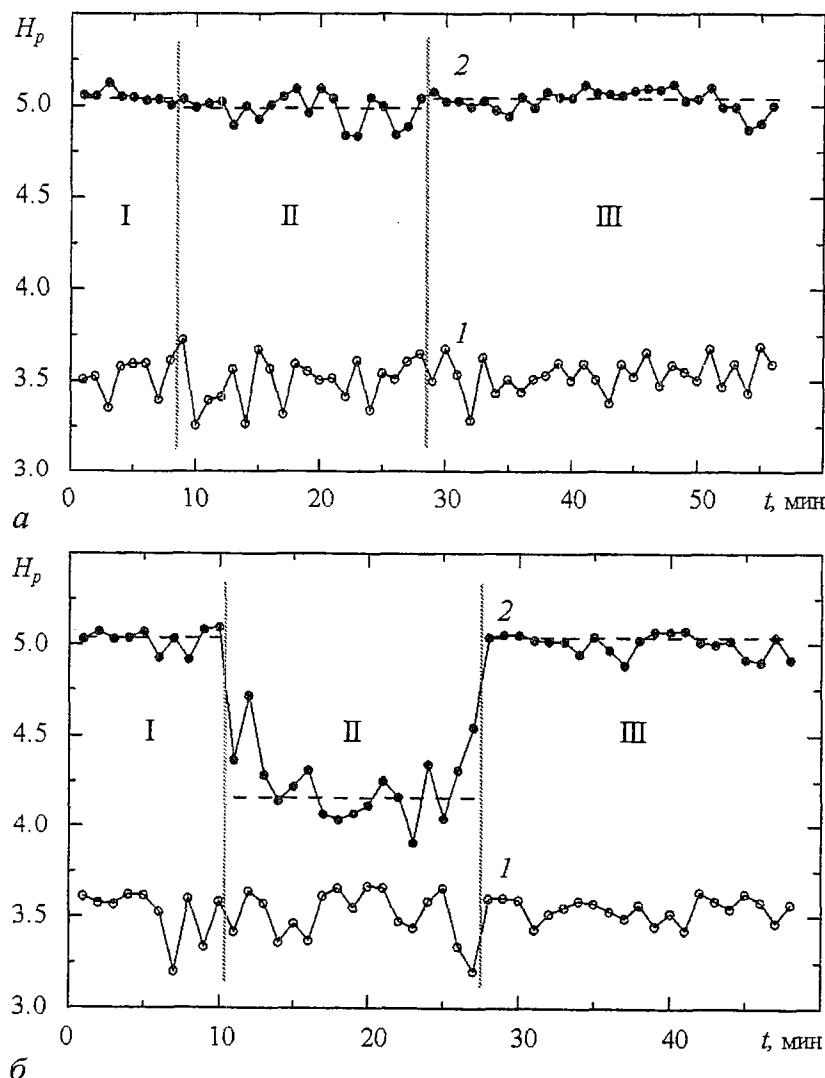


Рис. 4. Результаты расчета энтропии H_p , характеризующей сложность динамики мгновенных частот: 1 - f_1 , 2 - f_2 . Здесь и далее: I - период покоя, II - стресс, III - восстановительный период; a - результаты для самки, б - для самца

полученным временным зависимостям $f_1(t)$ и $f_2(t)$ рассчитывалась энтропия H_p для НЧ-области и для ВЧ-области, соответственно. Как видно из рис. 4, *a*, самка не демонстрировала заметных изменений сложности динамики КД при стрессе (область II) по сравнению с состоянием покоя (область I). Соответственно, никаких изменений не происходило после окончания стрессорного воздействия и начала восстановительного периода (переход II→III).

Иная ситуация наблюдается в реакции на стресс самца (рис. 4, *b*). Как и для самки, стресс не вызывает изменений энтропии, характеризующей низкочастотную эволюционную динамику - ритм $f_1(t)$. Однако четко видно уменьшение при стрессе сложности высокочастотного ритма $f_2(t)$ или, другими словами, переход к более регулярному ритму при стрессорном воздействии. Отметим, что не у всех крыс изменения H_p были настолько существенными. В целом, результаты исследования показали, что у 6 самцов из 8 уменьшение энтропии превышало 4%, тогда как у 7 самок из 8 изменения были менее 4%. Таким образом, если и есть различия в стрессорных реакциях у самок и самцов с точки зрения сложности динамики, то в структуре вариабельности сердечного ритма они проявляются только в ВЧ-области (0.75-3.0 Гц). Заметных изменений сложности в НЧ-области при стрессе не обнаружено.

Результаты расчета энтропии по спектру (скалограмме) достаточно хорошо согласуются с анализом эволюционной динамики мгновенных частот (рис. 5). У 6 самцов при стрессе наблюдалось уменьшение энтропии H_s , характеризующей высокочастотную область спектра вариабельности. У одного самца не было зафиксировано никаких изменений по сравнению с состоянием покоя, и еще у одного H_s увеличивалась во время стрессорного воздействия. По-прежнему не было зафиксировано заметных изменений сложности динамики в НЧ-диапазоне. Среди самок энтропия по спектру незначительно уменьшалась у 3 крыс, и не изменялась в среднем у остальных 5. Переход от стрессорного воздействия к состоянию покоя (то есть процесс восстановления), как правило, вызывал обратные изменения количественных характеристик: значения энтропии возвращались к тем величинам, которые были до стресса. Только у двух крыс не происходило восстановление после стресса до предстрессорного уровня (1 самка и 1 самец).

Обусловленные стрессом изменения наблюдаются не только в вариабельности, но и непосредственно в структуре сердечного ритма - область частоты сердечных сокращений и ее гармоник (см. рис. 3). Качественно похожие результаты были получены нами при расчете энтропии по спектру в диапазоне 5-10 Гц и при значительном расширении этого диапазона 5-40 Гц. Поэтому далее мы не будем рассматривать гармоники частоты сердечных сокращений, ограничившись областью спектра, включающей только основной пик (5-10 Гц). Количественный анализ сложности динамики в данной области демонстрирует уменьшение H_s как у самки (рис. 6, *a*), так и у самца (рис. 6, *b*), но во втором случае изменения являются более сильными. Анализ данных серии экспериментов показал, что при стрессе у всех 8 самцов и у 4 самок наблюдалось уменьшение энтропии H_s , характеризующей область ЧСС. После окончания стрессорного воздействия средний уровень H_s восстанавливался. У оставшихся 4 самок, напротив, энтропия увеличивалась при переходе покой → стресс.

В отличие от рассмотренных величин H_s и H_p , демонстрировавших разную реакцию на стресс у самок и самцов (в ВЧ-области спектра вариабельности), такой показатель как ЧСС характеризует однотипную реакцию у всех крыс, независимо от пола (рис. 7). Во время стрессорного воздействия ЧСС увеличивалась у 15 крыс, и только в одном случае не удалось достоверно

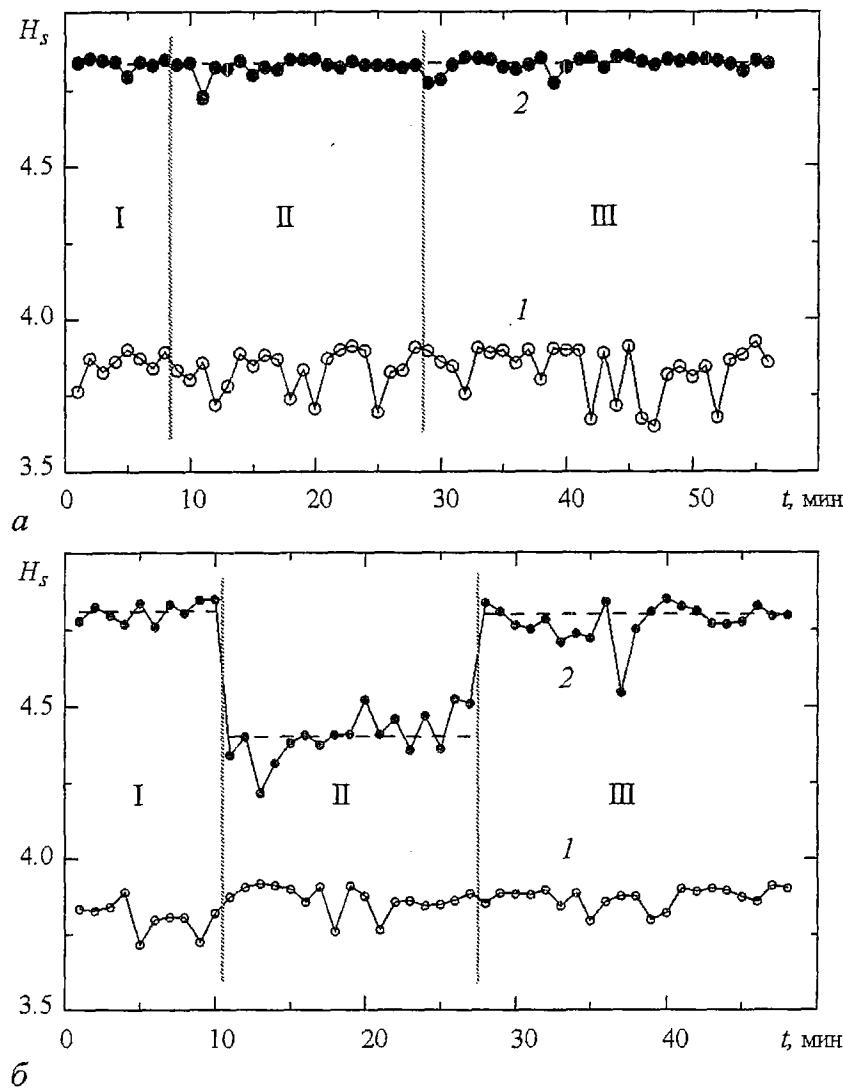


Рис. 5. Результаты расчета энтропии H_s по глобальному энергетическому спектру вариабельности сердечного ритма в НЧ-области (1) и в ВЧ-области (2). Обозначения те же, что и на рис. 4

зафиксировать изменение данного показателя из-за сильных флюктуаций частоты сердечного ритма во времени.

Качественно похожие результаты наблюдались при расчете энергии колебаний (площади под частотной зависимостью функции спектральной плотности мощности, представленной на рис. 3). Проведенные оценки величины энергии E в диапазоне 5-10 Гц показали (рис. 8), что и у самок, и у самцов данная характеристика увеличивалась при стрессе (этот эффект наблюдался у 14 крыс из 16). Только в двух случаях энергия уменьшалась (1 самка и 1 самец). Еще для двух крыс не наблюдалось восстановление после стресса, то есть в течение времени проведения экспериментов значения E не возвращались к предстрессорным величинам (*период покоя*).

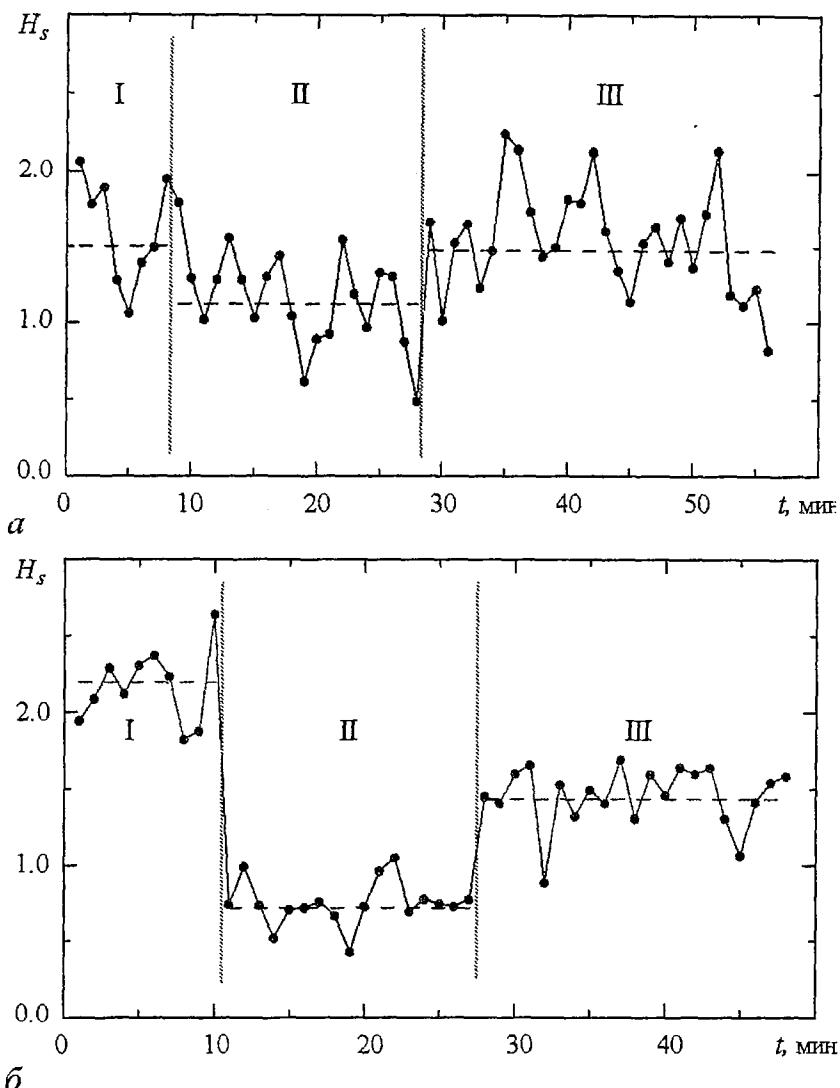


Рис. 6. Результаты расчета энтропии H_s по спектру мощности в диапазоне частоты сердечных сокращений 5-10 Гц

Заключение

Основные результаты проведенного исследования состоят в следующем.

• Предложен подход к исследованию сложности многомодовых режимов динамики, предполагающий отслеживание временной эволюции различных ритмических составляющих на основе техники вейвлет-анализа и количественное описание сложности динамики применительно к каждому ритму в отдельности.

• В экспериментах на белых крысах показано, что стресс не приводит к заметным изменениям сложности динамики в НЧ-области спектра вариабельности сердечного ритма. В то же время, в ВЧ-области обнаружаются различия в реакциях у самок и самцов: самцы сильнее реагируют на стрессорное воздействие, чем самки, что проявляется в более существенном уменьшении количественных критерий сложности динамики кровяного давления по сравнению с состоянием покоя.

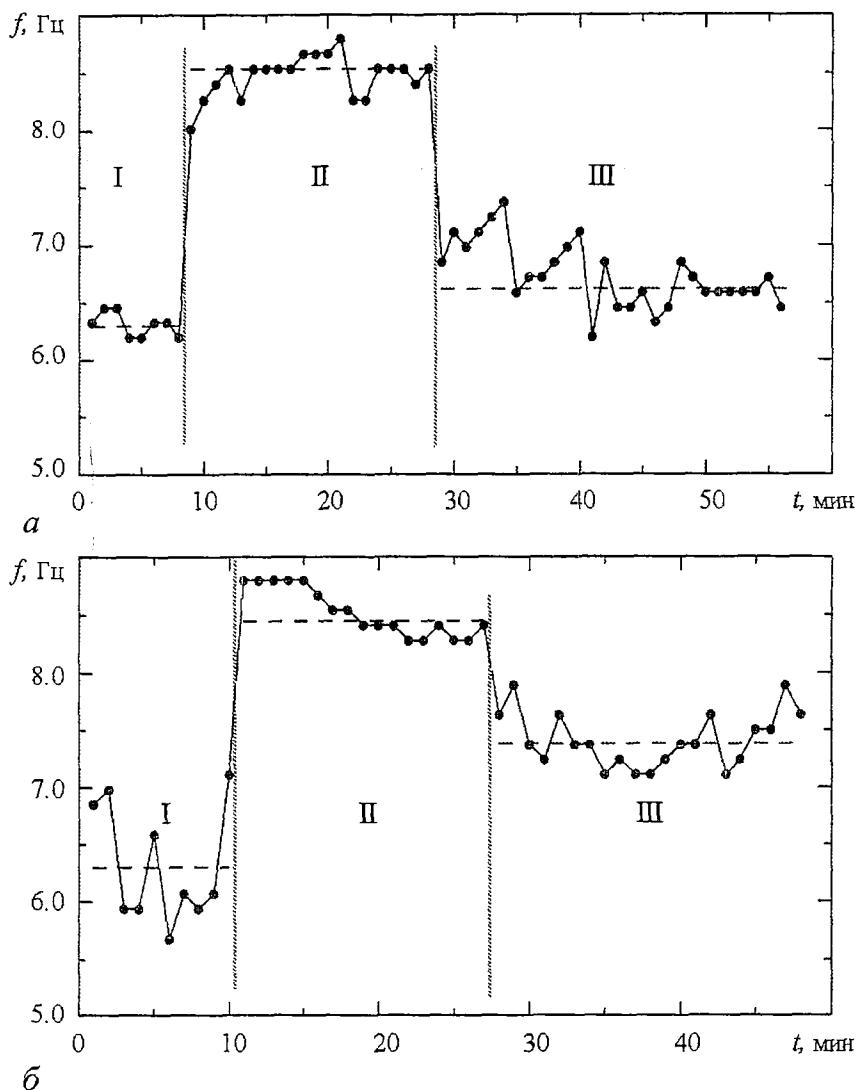


Рис. 7. Изменение частоты сердечных сокращений во время стресса и в процессе восстановления после окончания стрессорного воздействия

Уменьшение энтропии для самцов, по нашему мнению, свидетельствует о более регулярной динамике в ВЧ-области: дыхательный ритм становится более стабильным при стрессе. Если в обычном состоянии характерные ритмы могут немного «плавать», то при стрессе происходит некоторая стабилизация ритма дыхания, приводящая к уменьшению количественных критериев сложности динамики в ВЧ-области.

Проводимые исследования были поддержаны грантами CRDF (SR-006-X1) и РФФИ 04-02-16769, грантами Министерства Образования РФ и CRDF в рамках программы BRHE (2003 Post-Doctoral Fellowship Award Y1-P-06-06) и грантом Президента для молодых кандидатов наук (МК-2512.2004.2).

Библиографический список

1. Holstein-Rathlou N.-H., Wagner A.W. and Marsh D.J. Tubuloglomerular feedback dynamics and renal blood flow autoregulation in rats // Am. J. Physiol. 1991.

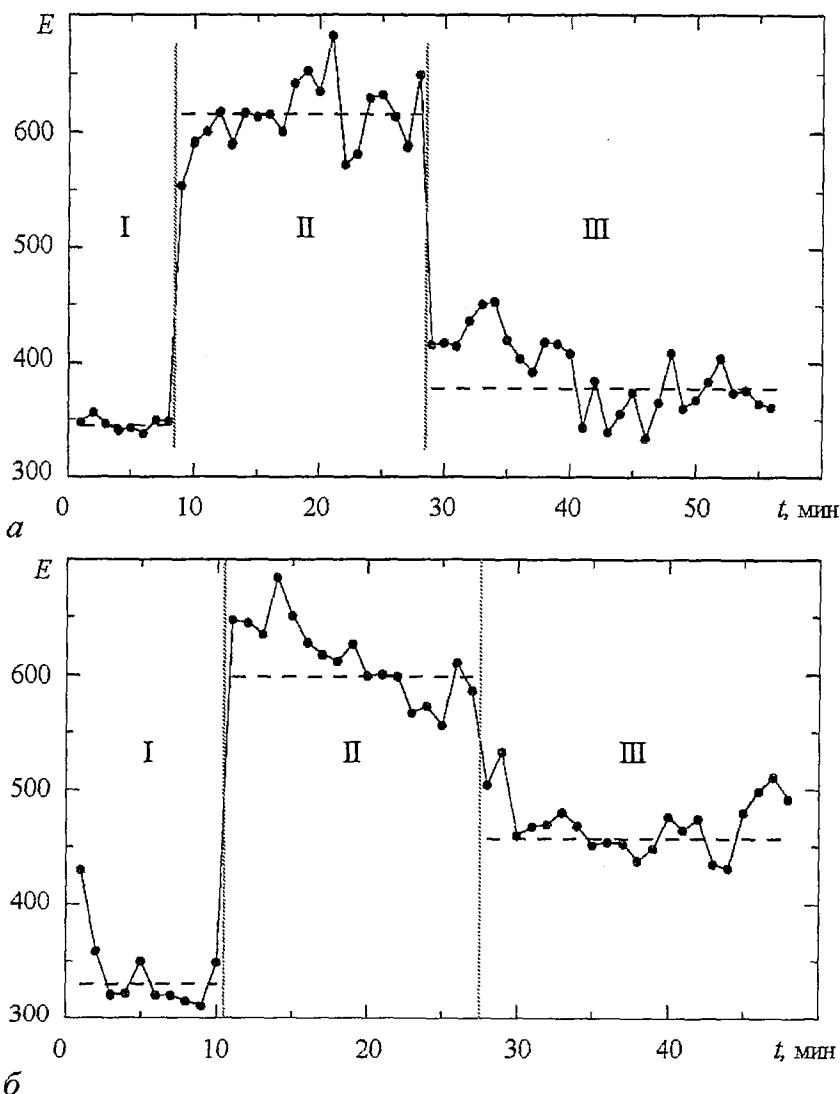


Рис. 8. Значения энергии колебаний (площадь под частотной зависимостью функции спектральной плотности мощности) в диапазоне частоты сердечных сокращений 5-10 Гц

Vol. 260. P. F53; *Chou K.H., Chen Yu-Ming, Mardarelis V.Z., Marsh D.J. and Holstein-Rathlou N.-H.* Detection of interaction between myogenic and TGF mechanisms using nonlinear analysis // Am. J. Physiol. 1994. Vol. 267. P. F160.

2. *Mosekilde E.* Topics in Nonlinear Dynamics: Applications to Physics, Biology and Economic Systems. World Scientific, Singapore, 1996.

3. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability. Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use // Circulation. 1996. Vol. 93, №. 5. P. 1043.

4. *Stefanovska A., Bracic M.* Physics of the human cardiovascular system // Contemporary Physics. 1999. Vol. 40, № 1. P. 31.

5. *Kurths J., Voss A., Saparin P., Witt A., Kleiner H.J., Wessel N.* Quantitative analysis of heart rate variability // Chaos. 1995. Vol. 5, P. 88; *Anishchenko V.S., Saparin P.I., Anishchenko T.G.* On the criterion of the relative degree of order of self-oscillating regimes. Illustration of Klimontovich's S-theorem // Proc. SPIE. 1994. Vol. 2098. P.130;

Anishchenko T.G., Saparin P.I., Igosheva N.B., Anishchenko V.S. Sex differences in human cardiovascular responses to external excitation // *Nuovo chimento*. 1995. Vol. 17D, № 7. P.699.

6. *Muzy J.F., Bacry E., Arneodo A.* Wavelets and multifractal formalism for singular signals: application to turbulence data // *Phys. Rev. Lett.* 1991. Vol. 67. P. 3515; *Ivanov P.Ch., Amaral L.A.N., Goldberger A.L., Havlin S., Rosenblum M.G., Struzik Z.R., Stanley H.E.* Multifractality in human heartbeat dynamics // *Nature*. 1999. Vol. 399. P. 461.

7. *Peng C.-K., Havlin S., Stanley H.E., Goldberger A.L.* Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series // *Chaos*. 1995. Vol. 5. P. 82.

8. *Grossmann A., Morlet J.* Decomposition of hardy functions into square integrable wavelets of constant shape // *S.I.A.M. J. Math. Anal.* 1984. Vol. 15. P. 723; *Daubechies I.* Ten Lectures on Wavelets. S.I.A.M., Philadelphia, 1992.

9. Столниц Э., ДеРоуз Т., Салезин Д. Вейвлеты в компьютерной графике. Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2002. 272 с.

10. Астафьев Н.М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // Успехи физических наук. 1996. Т. 166, № 11. с. 1145; Короновский А.А., Храмов А.Е. Непрерывный вейвлетный анализ. Саратов: Изд-во ГосУНЦ «Колледж», 2002. 216 с.

11. *Stoney C., Davis M., Matthews K.* Sex differences in physiological responses to stress and coronary heart disease: a causal link? // *Psychophysiol.* 1987. Vol. 24. P. 127.

12. Анищенко Т.Г., Игошева Н.Б., Хохлова О.Н. Нормированная энтропия в оценке особенностей реакций сердечно-сосудистой системы на стрессорные воздействия у особей разного пола // Изв. вузов. Прикладная нелинейная динамика. 1997. Т. 5, №1. С. 81.

13. Климова О.А., Семенова М.А., Анищенко Т.Г., Игошева Н.Б. Нормированная энтропия в оценке кардиоваскулярных реакций на различные воздействия у особей разного пола // Изв. вузов. Прикладная нелинейная динамика. 2003. Т.11, № 2. С. 108.

14. *Sauer T.* Reconstruction of dynamical system from interspike intervals // *Phys. Rev. Lett.* 1994. Vol. 72. P. 3911.

15. *Racicot D.M., Longtin A.* Interspike interval attractors from chaotically driven neuron models// *Physica D*. 1997. Vol. 104. P. 184.

16. Анищенко В.С., Игошева Н.Б., Павлов А.Н., Хованов И.А., Якушева Т. Сравнительный анализ методов классификации состояния сердечно-сосудистой системы при стрессе // Биомедицинская радиоэлектроника, 2000. № 2. С. 24.

Саратовский государственный
университет

Поступила в редакцию 11.09.03
после доработки 13.01.04

STRESS-INDUCED CHANGES OF THE ARTERIAL BLOOD PRESSURE DYNAMICS IN WHITE RATS

D.V. Dumsky, O.A. Klimova, A.N. Pavlov

In this work an approach to study multimode regimes of dynamics of biological systems is proposed that is based on the quantitative description of complexity of instantaneous frequencies for different rhythms. In experiments on white rats it is shown that stress does not result in strong changes of complexity measures of evolutionary

dynamics in the low-frequency region of heart rate variability. However, changes of the dynamics in the high-frequency region take place and there are differences in reactions to stress in female and male rats.



Думский Дмитрий Викторович родился в Саратове (1979). Окончил Саратовский государственный университет по специальности «биофизика» (2001). В настоящее время является аспирантом кафедры радиофизики и нелинейной динамики СГУ. Область научных интересов: динамика биологических систем, анализ временных рядов. Соавтор 3 статей, опубликованных в отечественной и зарубежной печати.



Климова Оксана Анатольевна родилась в Кушке (1978), окончила биологический факультет СГУ (2000). Аспирантка кафедры радиофизики СГУ. Имеет 5 опубликованных работ. В настоящее время работает над кандидатской диссертацией. Занимается исследованием роли гормональных и генетических факторов в формировании половых особенностей кардиоваскулярной стресс-реактивности и стресс-устойчивости с привлечением традиционных физиологических и математических методов изучения сердечно-сосудистой системы.



Павлов Алексей Николаевич родился в Саратове (1973). Окончил физический факультет Саратовского университета по специальности радиофизика и электроника (1995). Защитил кандидатскую диссертацию (1998). В настоящее время работает доцентом на кафедре радиофизики и нелинейной динамики. Область научных интересов: анализ временных рядов. Автор и соавтор более 40 работ, опубликованных в отечественной и зарубежной печати.

E-mail: pavlov@chaos.ssu.runnet.ru