



ВЛИЯНИЕ ВНЕШНИХ ФАКТОРОВ В МОДЕЛИ НЕРВНОЙ РЕГУЛЯЦИИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

Н.Б. Фролова, А.П. Четвериков

Методами компьютерного эксперимента исследуется нелинейная динамика простой математической модели нервной регуляции сердечного ритма с учетом внешних воздействий, имитирующих стрессовые нагрузки. Для анализа поведения системы и сопоставления результатов моделирования с реальными данными рассчитаны спектральные плотности мощности процессов, автокорреляционные функции, оценено время спада АКФ и время релаксации системы.

Введение

Интерес к моделированию функционирования сердечно-сосудистой системы человека и животных не иссякает у исследователей уже в течение десятилетий. Поскольку механизм функционирования деятельности сердца зависит от множества как внешних (например, физических нагрузок, внешнего атмосферного давления и т.д.), так и внутренних (дыхания, содержания различных химических элементов в крови и клетках миокарда, внутреннего кровяного давления, эмоционального состояния человека и др.) факторов, к настоящему времени разработано довольно много моделей, описывающих деятельность сердечно-сосудистой системы с различных точек зрения [1-6]. Это позволяет имитировать поведение человеческого сердца для диагностики различного рода заболеваний сердечно-сосудистой системы. Поэтому исследование различных характеристик сердечно-сосудистой деятельности и расширение методов их анализа приобретает все большую актуальность для клинических применений полученных результатов [7-9].

Модели, учитывающие в деталях влияния множества разнородных факторов, очень сложны для анализа. Вместе с тем, кардиологические данные дают основание полагать, что основных факторов, существенно влияющих на динамику сердечно-сосудистой системы, не много. Это позволило построить семейство достаточно простых моделей системы, не принимающих во внимание второстепенные факторы, такие как структура нервных волокон или состав химических элементов крови и клеток миокарда, учет которых сильно усложняет моделирование и исследование сердечно-сосудистой системы. Одной из таких моделей является модель нервной регуляции сердечного ритма Курца - Розенблюма [10]. В нашей работе [11] были определены условия, при которых на основе этой модели возможно имитировать поведение системы, соответствующее

нормальным биениям здорового человеческого сердца. В частности, была очерчена область значений параметров системы, при которых результаты моделирования заведомо не противоречат физиологическим ограничениям для человеческого организма. Было установлено, что не расходящиеся с данными кардиологических исследований результаты численных экспериментов достигаются только в том случае, если в модели учитывается влияние внешнего шумового воздействия, имитирующего в некоторой степени обобщенное воздействие семейства отброшенных при построении модели второстепенных факторов.

В настоящей работе в рамках модели [10,11] исследуется:

1) динамика системы с учетом шумового воздействия, отображающего множество внутренних и внешних факторов, отвечающих за вариабельность сердечного ритма;

2) реакция системы на внешнее импульсное воздействие, подаваемое в систему, находящуюся в стационарном состоянии. Такое воздействие можно трактовать как влияние внешней стрессовой ситуации, резкое раздражающее влияние дополнительных факторов окружающей среды и других внешних возмущений. В данном случае изучаются закономерности поведения системы и процесса возвращения ее в исходное стационарное состояние.

1. Элементы модели нервной регуляции сердечного ритма

Напомним основные принципы построения модели нервной регуляции сердечного ритма Курца - Розенблюма [10].

Известно, что основным водителем сердечного ритма, обеспечивающим сокращение сердечной мышцы, является синусовый узел [1,2]. Клетки водителя ритма генерируют периодические нервные импульсы без участия внешних раздражителей. От синусового узла возбуждение через предсердия передается атриовентрикулярному узлу и через сеть нервных волокон достигает желудочков, вызывая их сокращение. При этом кровь выбрасывается в аорту. В аорте и легочной артерии, из которой кровь поступает в сердце, расположены барорецепторы (рецепторы кровяного давления), посылающие информацию о давлении крови в мозг. На основе полученных данных мозг вырабатывает сигнал, передаваемый по нервным волокнам и регулирующий сердечный ритм таким образом, чтобы поддерживался определенный (нормальный) уровень кровяного давления. Временная задержка в описанном процессе составляет от 0.5 до 3 секунд.

Таким образом, в простейшем случае важно учитывать только управление входными данными, относящимися к водителю ритма и узлу управления силой сокращения мышцы, при этом состояние рецепторов однозначно зависит от сердечного ритма и его временной производной [10]. Поэтому можно ввести управляющую функцию G , зависящую только от длительности кардиоинтервала RR и ее приращения в предыдущий момент времени. Величина кардиоинтервала (и частота сердечных сокращений) определяется нервной регуляцией, главным элементом которой является информация от барорецепторов. Известно, что зависимость показаний барорецепторов от частоты испущенных водителем ритма импульсов, имеет вид S -образной кривой [10], что задает вид управляющей функции, которая в простейшем случае представляется нелинейной функцией

$$G(R_{i-1}, R_{i-1} - R_{i-1-1}) = k_1(d - R_{i-1})^{1/3} - k_2(R_{i-1} - R_{i-1-1})^{1/3}, \quad (1)$$

где R_i - длительность i -го RR -интервала; d - величина «идеального» RR -интервала, соответствующего поддержанию кровяного давления на постоянном уровне; l задает длительность временной задержки в петле обратной связи; k_1 и k_2 -

коэффициенты обратной связи, являющиеся основными параметрами исследуемой системы. Если k_1 и k_2 положительны, система управления подавляет возникающие возмущения. В работе [11] был уточнен физиологический смысл этих параметров, исходя из результатов численного исследования. Не претендуя на строгость, можно сказать, что коэффициент k_1 характеризует уровень активации парасимпатической нервной системы, а коэффициент k_2 определяет степень возбуждения симпатической нервной системы и ее способность поддерживать постоянный тонус парасимпатической.

Частота сердечных сокращений (ЧСС) регулируется изменением значения интервала ΔT_i между двумя последовательными импульсами, формируемыми водителем ритма, и описывается следующей формулой, учитывающей влияние кровяного давления на ЧСС и случайного воздействия g_i :

$$\Delta T_{i+1} = \Delta T_i + k_1(d - R_{i-1})^{1/3} - k_2(R_{i-1} - R_{i-2})^{1/3} + g_i \quad (2)$$

Функция g_i моделирует влияние внутренних органов (легких, мозга, мышц), содержание различных химических элементов в крови и клетках миокарда, эмоциональное и физическое состояние человека, то есть то множество процессов, которое трудно учесть по отдельности. Отметим, что из-за временной задержки описанная модель является инерционной.

Сердце в модели представлено в виде системы «воздействие - отклик», где воздействие - это импульс, испущенный водителем ритма, отклик - сокращение желудочков сердца (рис. 1).

Вначале испускается импульс возбуждения, скорость распространения которого зависит от времени восстановления (это временной интервал между концом предыдущего и началом последующего потенциала действия). Тогда время отклика можно определить как

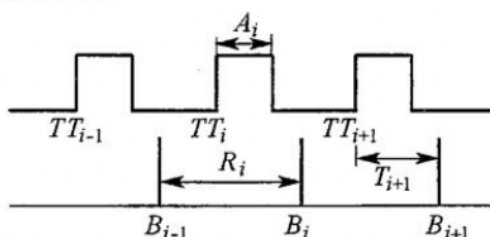


Рис. 1. Схема, поясняющая функционирование модели сердца «воздействие - отклик» [7]. Здесь T_i - время возбуждения 1-го импульса водителем ритма; B_i - время отклика; A_i - продолжительность потенциала действия; T_{i+1} - интервал между стимулом и откликом

$$B_{i+1} = T_{i+1} + T_{i+1}$$

Длительность интервалов между откликами, то есть RR-интервалов, составит

$$R_{i+1} = B_{i+1} - B_i = \Delta T_{i+1} + T_{i+1} - T_i \quad (3)$$

где $\Delta T_{i+1} = T_{i+1} - T_i$. Длительность интервала T_{i+1} включает время, затрачиваемое на прохождение импульса возбуждения через атриовентрикулярный узел и проводящую систему Гиса - Пуркинье [1,2], и является убывающей функцией предыдущего времени восстановления. Поэтому, согласно [12], можно записать соотношения

$$T_{i+1} = T_M + V \exp\{-(\Delta T_{i+1} - A_i)/T_0\} \quad \text{и} \quad (4)$$

$$A_{i+1} = A_M + b \exp\{-(\Delta T_{i+1} - A_i)/A_0\} \quad (5)$$

для

$$\Delta T_{i+1} - A_i \geq t_r \quad (6)$$

где t_r - рефрактерное время; V, T_M, T_0, b, A_M, A_0 - положительные параметры. Если же $(\Delta T_{i+1} - A_i) < t_r$, то ткань находится в рефрактерном состоянии и проведение возбуждения блокируется. Уравнение (6) называется условием рефрактерности ткани миокарда.

Система уравнений (3)-(6) и управляющая функция в виде уравнения (2) образуют замкнутую систему четырех разностных уравнений с временной задержкой и случайной функцией g_t . Напомним, что описанная модель является упрощенной. В ее рамках рассматриваются только «нормальные» биения сердца, то есть удары сердца, вызванные возбуждением синусного узла. Если значение рассчитываемых характеристик системы выходят за границы области, определенной вышеупомянутыми ограничениями (например, при попытке возбудить ткань миокарда вторым или третьим водителем ритма [1] или в течение рефрактерного периода (6)), то такие режимы будем считать не реализуемыми в данной модели сердечно-сосудистой системы.

В [10] длительность потенциала действия предполагается слабо изменяющейся и аппроксимирована константой. В настоящей работе значение потенциала действия A_i вычисляется с помощью зависимости (5), что с одной стороны усложняет систему, но с другой стороны, делает ее более точной. Таким образом, для анализа используется модель нервной регуляции сердечной деятельности с двумя основными параметрами обратной связи - коэффициентами k_1 и k_2 .

2. Ограничения на параметры модели. Характеристики поведения системы

Параметры изучаемой модели не могут принимать значения, выходящие за рамки ограничений, наложенных условиями функционирования живого организма. Поэтому в [11] были определены допустимые значения параметров k_1 и k_2 , для которых решение системы соответствует реальным физиологическим данным: во-первых, должно выполняться условие рефрактерности [1,2]; во-вторых, RR -интервалы могут изменяться в пределах от 0.5 до 1.65 с, что соответствует частоте сердечных сокращений от 36.4 до 120 ударов в минуту. Кроме основных параметров k_1 и k_2 , в системе уравнений используется ряд коэффициентов, значения которых были определены в ходе численных экспериментов в [11]. В настоящей работе моделирование проводилось со следующими значениями параметров: $A_0=0.22$; $A_M=0.2$; $b=0.8$; $T_M=0.22$; $T_0=0.2$; $V=1.082$. Время задержки в петле обратной связи l вышло равным 3, это означает, что отклик на какое-либо изменение в системе приходит только через три удара сердца; величина периода рефрактерности t_r равна 0.03 с. Кроме того, известно, что при нормальной работе сердечно-сосудистой системы вариационный размах (ВР) RR -интервалов должен изменяться в пределах 0.15-0.25 [17], а спектр должен иметь вид, аналогичный спектру типа $1/f^\alpha$ [5,10]. Исходя из этого, налагались следующие ограничения на значения основных параметров: k_1 изменялся от 0 до 0.051; k_2 от 0 до 0.101; внешняя шумовая функция g_t использовалась в виде, соответствующем белому, нормально распределенному шуму с интенсивностью 0.01 [11]. Исследование модели проводилось с помощью специально разработанного комплекса компьютерных программ.

По результатам моделирования рассчитывался набор характеристик, типичный вид которых представлен на рис. 2.

На этом и последующих рисунках графики расположены следующим образом: верхний левый график - ритмограмма, представляющая последовательность RR -интервалов; верхний правый - проекция фазового портрета, отображающая зависимость R_{t+1} от R_t ; нижний левый - спектральная плотность мощности; нижний правый - автокорреляционная функция [13-15]. На графике спектра мощности по оси ординат откладывается спектральная плотность мощности, выраженная в дБ, по оси абсцисс - «частота» f , соответствующая

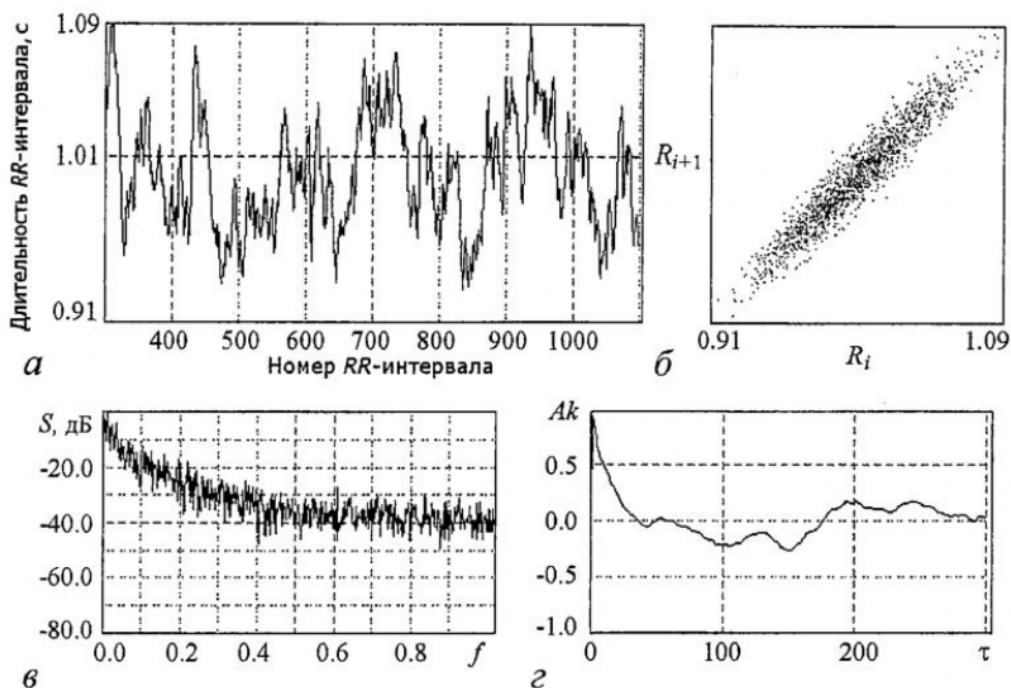


Рис. 2. Характеристики колебаний в системе с внешним шумовым воздействием. Наблюдается спектр мощности типа « $1/f^\alpha$ », соответствующий кардиологическим данным здорового сердца. $BP=0.1754, Hk_1=Hk_2=0.001, k_1=0.006, k_2=0.005$

отношению номера i текущей точки к половине максимального количества точек реализации, по которой рассчитывается спектральная плотность мощности [14,16]. Автокорреляционная функция вычисляется для сигнала, приведенного к нулевому среднему [16,17],

$$Af(\tau) = 1/(N-am) \sum_{i=1}^{N-am} x(i)x(i+\tau).$$

Нормированная корреляционная функция определяется как $Ak(\tau) = Af(\tau)/\sigma^2$, где $\sigma^2 = 1/N \sum_{i=1}^N x(i)^2$. Таким образом, на графике строится зависимость коэффициента корреляции от номера текущей точки.

В подписях к рисункам использованы следующие обозначения: BP - вариационный размах; Hk_1, Hk_2 - шаг изменения значений параметров k_1 и k_2 , соответственно.

3. Регуляция сердечного ритма при шумовом внешнем воздействии

Рассмотрим сначала эволюцию поведения системы в случае воздействия внешней шумовой функции g_i с интенсивностью 0.01 при изменении значений основных параметров k_1 и k_2 , решая численно систему уравнений (2)-(6).

Анализ решения показывает, что в целом поведение системы остается хаотичным, но изменяется вид спектральной плотности мощности и автокорреляционной функции. При малых значениях параметров k_1 и k_2 поведение системы соответствует поведению здорового человеческого сердца, то есть вариационный размах лежит в пределах 0.15-0.25, вид спектра похож на зависимость типа « $1/f^\alpha$ » (рис. 3). Однако с увеличением значений параметров поведение системы меняется. В частности, при небольших значениях параметра k_1 (порядка 0.00-0.01) увеличение значений параметра k_2 приводит к постепенному изменению графика

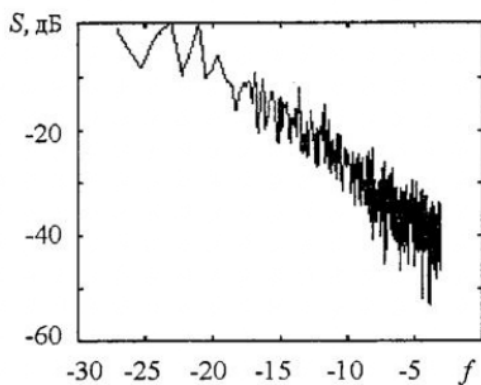


Рис. 3. Зависимость спектральной плотности мощности от частоты, построенная в логарифмическом масштабе при значениях параметров $k_1=0.005, k_2=0.005$

спектра. На фоне первоначальной монотонной в среднем зависимости типа « $1/f^2$ » появляются участки подъема (рис. 4, а), перерастающие в четко выделяющиеся пики (рис. 4, б), которые появляются вблизи значений основной частоты колебания системы $f_0 \approx 0.25$ и ее гармоник в отсутствие внешнего шумового воздействия [11]. В реальной сердечно-сосудистой системе такое значение частоты колебаний соответствует дыхательной синусовой аритмии, которая наблюдается в отсутствие центральных влияний на сердце, например, во время глубокого сна или наркоза.

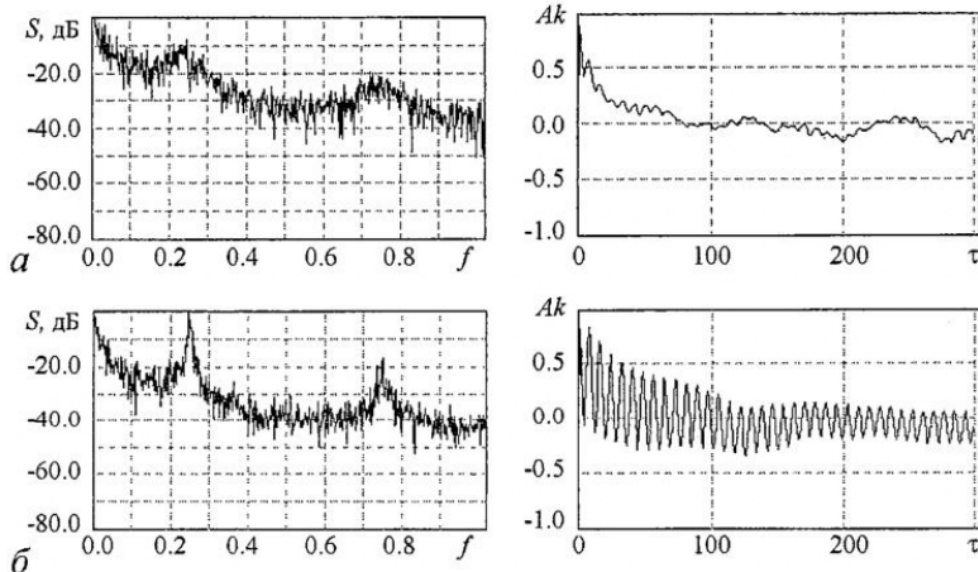


Рис. 4. Спектральная плотность мощности и автокорреляционная функция нерегулярных колебаний в системе с внешним шумовым воздействием в области малых значений параметра k_1 : а - $k_1=0.006, k_2=0.040, \text{BP}=0.1760, \text{H}k_1=\text{H}k_2=0.001$; б - $k_1=0.006, k_2=0.089, \text{BP}=0.2473, \text{H}k_1=\text{H}k_2=0.001$

Вид автокорреляционной функции также изменяется - она спадает медленнее при увеличении параметров k_1 и k_2 , что свидетельствует об упорядочивании поведения системы. В тоже время автокорреляционная функция становится все более сложной, в частности, появляются колебания огибающей, что характерно для случая «окрашенного шума». Поскольку огибающая автокорреляционной функции характеризует хаотический компонент в поведении системы, а ее заполнение определяется регулярными колебаниями. Если бы регулярные колебания были монохроматическими, то огибающая имела бы вид спадающей экспоненциальной зависимости. Но в данном случае регулярные колебания являются сложными, содержащими гармоники, поскольку огибающая модулирована. Таким образом, автокорреляционная функция свидетельствует о совокупности в динамике системы регулярных колебаний с частотой f_0 , ее

основных гармоник, и нерегулярных колебаний, обусловленных влиянием внешней шумовой компоненты (рис. 4, б).

При увеличении значений параметра k_1 в диапазоне от 0.010 до 0.028 вид спектральной плотности мощности перестает походить на зависимость типа « $1/f^a$ ». Сначала появляется небольшой пьедестал (рис. 5, а), а увеличение значений параметра k_2 приводит к такому же поведению системы, как и в случае небольших значений параметра k_1 - на фоне первоначального монотонного спада появляются участки подъема, перерастающие затем в четко выраженные пики, соответствующие основным частотам.

Изменение значений параметра k_1 от 0.028 до 0.050 приводит к еще большему упорядочиванию поведения системы. При минимальных значениях параметра k_2 на графике спектра уже наблюдается размытый пик, но не на основной частоте, а на меньшей частоте 0.12 (рис. 5, б). Это соответствует поведению аналогичной системы в отсутствие внешнего шумового воздействия. Действительно, в работе [11] было показано, что в исследуемой системе наблюдаются колебания на различных частотах, в зависимости от значений параметров k_1 и k_2 . Увеличение параметра k_2 приводит к постепенному сдвигу первоначально небольшого значения частоты до величины 0.25 (рис. 6) и формированию четко выраженного пика на графике спектральной плотности мощности (см. рис. 4, б). Вид автокорреляционной функции при этом изменяется примерно так же, как и в предыдущих случаях, и в целом характеристики поведения системы становятся соответствующими отображенным на рис. 4, б.

Количественный анализ эволюции автокорреляционной функции можно провести с помощью расчета такого показателя, как логарифмический декремент α , являющийся коэффициентом затухания АКФ, в тех случаях, когда ее огибающую можно представить, хотя бы приближенно, убывающей экспоненциальной функцией. На рис. 7 представлена зависимость декрементов α от параметра k_2 при $k_1 = \text{const}$, а на рис. 8 - линии $\alpha = \text{const}$ на плоскости параметров (k_1 и k_2). Следует отметить, однако, что расчет декремента в некоторых областях

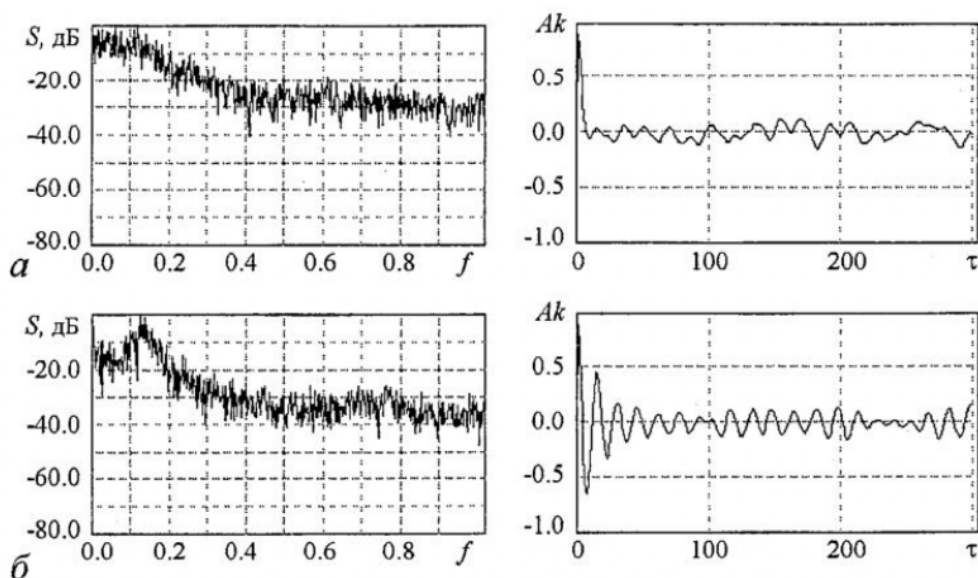


Рис. 5. Спектральная плотность мощности и автокорреляционная функция нерегулярных колебаний в системе с внешним шумовым воздействием в области средних и больших значений параметра k_1 со следующими значениями параметров: а - $k_1=0.018$, $k_2=0.005$, $BP=0.1523$, $Hk_1=Hk_2=0.001$; б - $k_1=0.040$, $k_2=0.005$, $BP=0.1677$, $Hk_1=Hk_2=0.001$ (наблюдается спектральная линия с частотой 0.125)

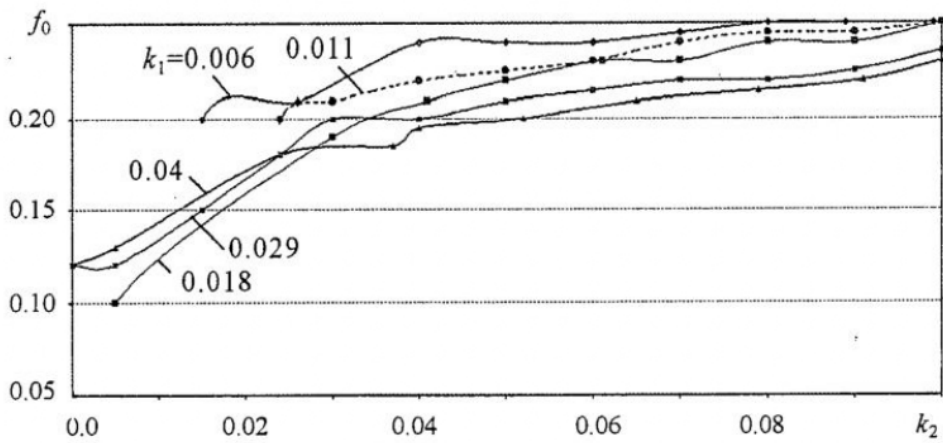


Рис. 6. Зависимость основной частоты f_0 от значения параметра k_2 . Значения параметра k_1 указаны около соответствующих линий

параметрической плоскости не очень точен, так как вид автокорреляционной функции достаточно сложен и экспоненциальная аппроксимация иногда слишком груба. Тем не менее, из рис. 7 видно, что при увеличении параметра k_2 значение декремента убывает, свидетельствуя об упорядочивании поведения системы. Исходя из формы кривых на рис. 8, можно также условно выделить три области с различной характерной сменой режимов поведения системы, идентифицируемых на основании взаимного расположения кривых с разными значениями $\alpha = \text{const}$. В первой из областей значения декремента варьируют в диапазоне 0.1-0.4, во второй - 0.5-0.6 и в третьей - 0.7-0.9, то есть при переходе из первой области в третью через вторую можно наблюдать увеличение степени беспорядка в поведении системы. И хотя для различных значений параметра k_1 при небольших значениях параметра k_2 зависимости $\alpha(k_2)$ весьма причудливы, тенденция поведения системы неизменна - декремент с возрастанием k_2 уменьшается.

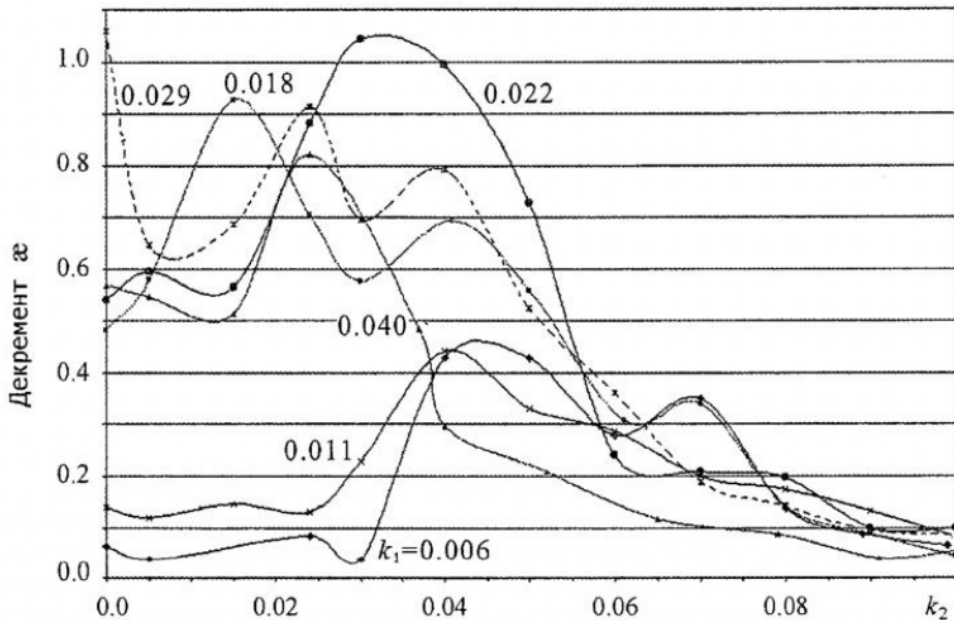


Рис. 7. Зависимость декремента АКФ от параметра k_2 при фиксированных значениях параметра k_1

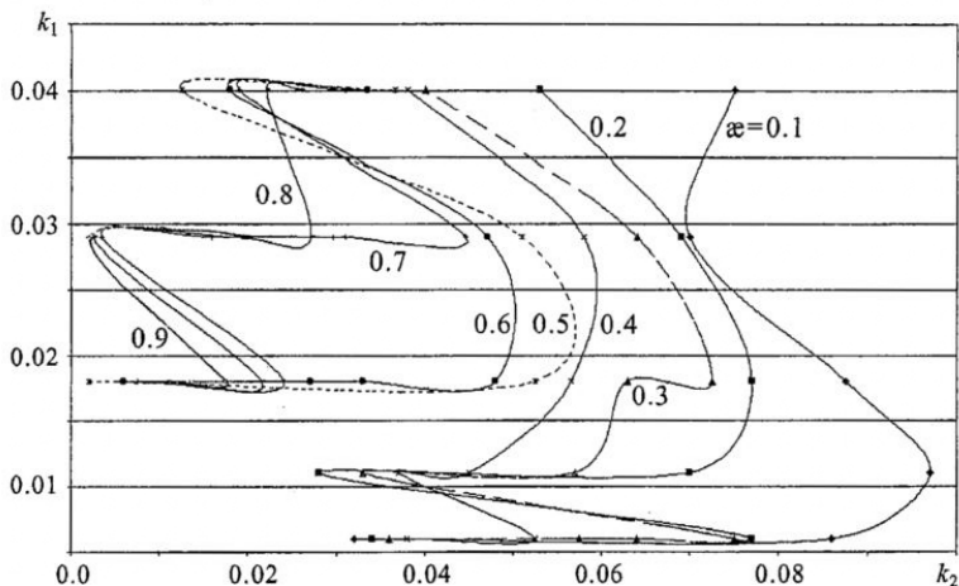


Рис. 8. Линии постоянных значений декремента α на плоскости параметров (k_1, k_2) . Значения декрементов указаны рядом с линиями, им соответствующими

4. Реакция системы на импульсное внешнее воздействие

Проанализируем теперь влияние дополнительного воздействия на моделируемую систему. Для исследования подобного эффекта добавим в уравнение (2) еще одну составляющую, характеризующую воздействие в форме импульса постоянной амплитуды t длительностью ν

$$\Delta T_{i+1} = \Delta T_i + G(R_{i-p}R_{i-l} - R_{i-l-1}) + g_i + t(\nu),$$

С точки зрения медицины такое воздействие может быть обусловлено влиянием дополнительных внешних факторов окружающей действительности, например, влиянием стрессовой ситуации, резким шумом или, наоборот, успокаивающим влиянием каких-либо факторов. Поэтому рассмотрим случай добавления внешнего импульсного возмущения в определенный момент стационарного функционирования системы и действующего в течение определенного промежутка времени. В частности, в компьютерных экспериментах система подвергалась возмущению в течение 2, 5, 10, 20, 50 или 100 RR -интервалов с амплитудами импульса, равными 0.01, 0.1 и 0.5. Анализ вариантов моделирования показывает, что при малой амплитуде импульса, равной 0.01, действующего в течение малого времени, поведение системы отличается небольшим увеличением длительности RR -интервалов в допустимых пределах, а также при некоторых значениях параметров k_1, k_2 автокорреляционная функция приобретает форму, свидетельствующую об упорядочивании поведения системы. При длительном воздействии значения RR -интервалов в момент добавления внешнего воздействия увеличиваются скачкообразно, но система всегда возвращается в первоначальное состояние, зачастую на более высоком уровне значений ритмограммы, причем время восстановления системы зависит как от длительности внешнего воздействия, так и от значений параметра k_1 (рис. 9). Но всегда с ростом параметра k_1 время возврата системы к первоначальному поведению уменьшается, а увеличение длительности воздействия приводит к увеличению времени восстановления системы.

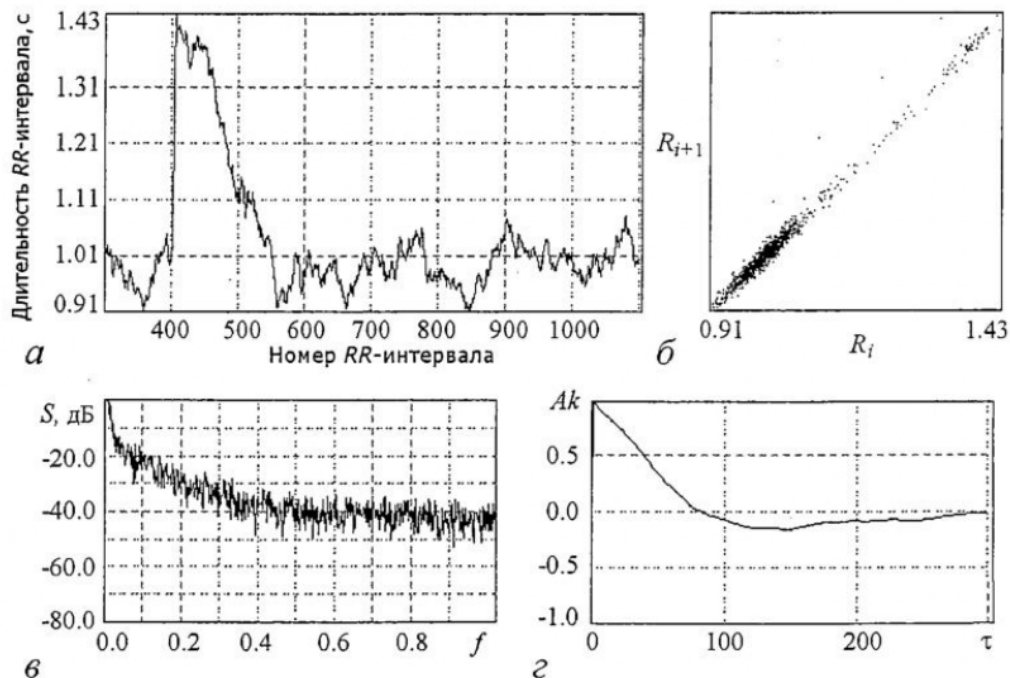


Рис. 9. Характеристики поведения системы при импульсном внешнем воздействии с амплитудой импульса 0.1 и длительностью в 5RR-интервалов. $k_1=0.006, k_2=0.005, BP=0.5286, Hk_1=Hk_2=0.001$

Повышение амплитуды внешнего возмущения также не изменяют описанные закономерности поведения исследуемой системы: в любом случае система «выбивается» из состояния равновесия, но возвращается к состоянию нормального функционирования через определенный промежуток времени,

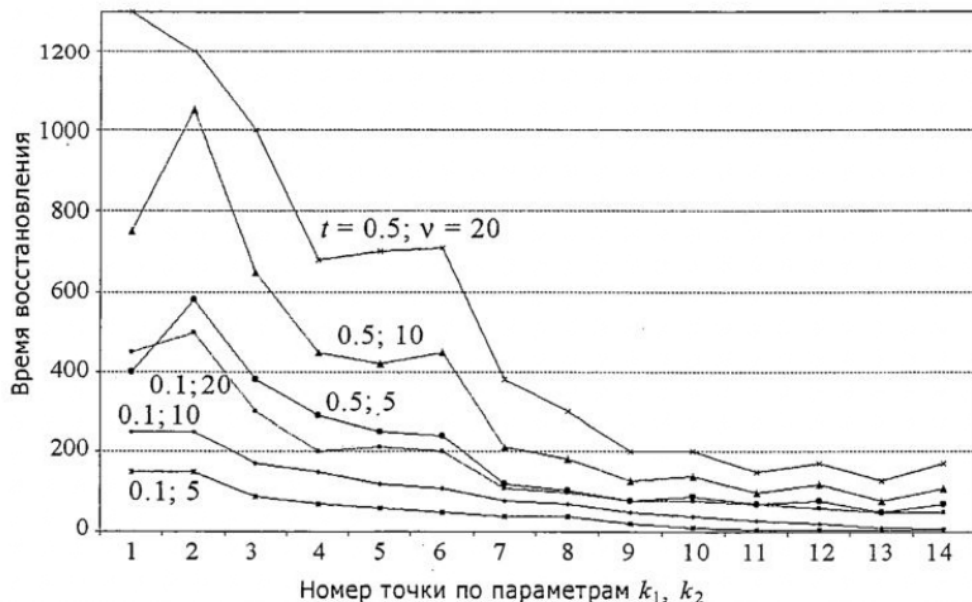


Рис. 10. Зависимость времени восстановления от значений параметров k_1, k_2 для различной амплитуды t внешнего воздействия (0.1 и 0.5) и различной длительности v (5, 10 и 20 RR-интервалов). По оси x отложены параметры k_1, k_2 , соответствующие следующим значениям: 1 - 0.005, 0.005; 2 - 0.005, 0.041; 3 - 0.007, 0.100; 4 - 0.011, 0.096; 5 - 0.012, 0.076; 6 - 0.013, 0.066; 7 - 0.018, 0.004; 8 - 0.029, 0.038; 9 - 0.033, 0.007; 10 - 0.040, 0.059; 11 - 0.043, 0.006; 12 - 0.047, 0.086; 13 - 0.050, 0.003; 14 - 0.050, 0.078

зависящий как от длительности самого воздействия, так и от значений параметров k_1 и k_2 (рис. 10). Это свидетельствует об устойчивости стационарного состояния системы.

5. Заключение

Численно исследована динамика модели нервной регуляции сердечного ритма с учетом внешнего воздействия двух типов:

- 1) шумового, учитывающего влияние комплекса второстепенных факторов и
- 2) импульсного, имитирующего влияние кратковременных стрессовых нагрузок.

В первом случае изучено поведение системы в пределах допустимых значений параметров модели, соответствующих характеристикам реального поведения сердца здорового человека. Для анализа поведения построены графики спектральной плотности мощности и автокорреляционной функции, рассчитаны декременты α автокорреляционной функции и построены зависимости декремента от значений основных параметров системы k_1 и k_2 . Определена зависимость основной частоты колебаний от значений параметров k_1 и k_2 . Показано, что при увеличении значений основных параметров системы в спектре колебаний на фоне функции вида « $1/f^\alpha$ » возникает ярко выраженная спектральная линия с частотой, стремящейся к значению 0.25, соответствующему основной частоте колебания системы без воздействия внешнего шума. Автокорреляционная функция с ростом параметров k_1 и k_2 спадает все медленнее, что свидетельствует об упорядочивании системы. Зависимости декрементов АКФ как функции параметров k_1 и k_2 ведут себя сложным образом. Однако при любых значениях параметра k_1 декремент уменьшается при возрастании значений параметра k_2 в области его больших значений. При малых значениях параметра k_2 декремент ведет себя сложным образом, но в целом увеличение параметра k_1 приводит к увеличению α .

Во втором случае внешнее воздействие на систему в форме импульса постоянной амплитуды сказывалось после завершения переходного процесса в течение короткого промежутка времени. Показано, что результат воздействия существенно зависит от амплитуды возмущения. Если амплитуда импульса сравнима с амплитудой внешней шумовой функции, значения основных характеристик системы, таких как длительность *RR*-интервалов и величина вариационного размаха, увеличиваются по мере увеличения длительности воздействия, не выходя, однако, за пределы допустимых значений. При больших амплитудах импульса система «выбивается» из состояния, соответствующего нормальному поведению, но неизменно возвращается в него. Время восстановления зависит как от амплитуды налагаемого воздействия, так и от его длительности. Таким образом, можно полагать, что исследуемая система достаточно устойчива к внешним возмущениям, что отражает реальную картину поведения сердечно-сосудистой системы живого организма. Также можно сделать вывод, что рассмотренная модель и полученные в ее рамках результаты не противоречат параметрам физиологических характеристик здорового организма.

Библиографический список

1. Бабский Е.Б., Зубков А.А., Косицкий Г.И., Ходоров Б.И. Физиология человека. М.: Медицина, 1996.
2. Общий курс физиологии человека и животных / Под ред. А.Д. Ноздрачева. Кн.2. Физиология висцеральных систем. М.: Высшая школа, 1991.

3. *Glass L., Hunter P.* There is a theory of heart // *Physica D.* 1990. Vol. 43. P. 1.
4. *Goldberger A.L., Rigney D.R.* Dynamics of sudden death // *An. Rev. Mater. Si.* 1989. Vol. 19 - Palo Alto. P. 522.
5. *Клайн М.* Дыхательная регуляция частоты сердечных сокращений. Закономерности, установленные при помощи моделирующего устройства // *Электроника и кибернетика в биологии и медицине.* М.: ИЛ, 1963.
6. *Seidal H., Herzog H.* Modelling heart rate variability due to respiration and baroreflex. 1995. P. 205.
7. Вариабельность сердечного ритма в современной клинике / Под ред. Н.И. Яблчанского, Б.Я. Кантора, А.В. Мартыненко. Факультет фундаментальной медицины Харьковского национального университета им.В.Н. Каразина, 2001.
8. *Рагозин А.Н.* Исследование регуляции сердечного ритма в динамике стимулирующих воздействий с использованием спектрального анализа на плоскости комплексных частот // *Электронный журнал www.ecg.ru*, 2002.
9. Механизмы регуляции ритма сердца. http://www.mks.ru/products/kardi/guide_hrv, 2003.
10. *Rosenblum M., Kurths J.* A Model of neural control of the heart rate // *Phys. A.* 1995. Vol. 215. P. 439.
11. *Четвериков А.П., Фролова Н.Б., Мантуров А.О.* Динамика модели нервной регуляции сердечного ритма // *Известия вузов. Прикладная нелинейная динамика.* 1998. Том 6, № 6.
12. *Гласс Л., Мэки М.* От часов к хаосу. Ритмы жизни. М.: Мир, 1991.
13. *Рабинович М.И., Трубецков Д.И.* Введение в теорию колебаний и волн. М.: Наука, 1984.
14. Task force of the European society of cardiology and the North American society of pacing and electrophysiology heart rate variability. Standarts of measurement, physiological interpretation, and clinical use // *Circulation.* 1996. Vol. 93, № 5. P.1043.
15. *Марпл-мл. С.Л.* Цифровой спектральный анализ и его приложения. М.: Мир, 1990.
16. *Хованова Н.А., Хованов И.А.* Методы анализа временных рядов: Учебное пособие. Саратов: Изд-во ГосУНЦ «Колледж», 2001.
17. *Игошева Н.Б., Павлов А.Н., Анищенко Т.Г.* Методы анализа сердечного ритма: Учебное пособие. Саратов: Изд-во ГосУНЦ «Колледж», 2001.

*Саратовский государственный
университет*

*Поступила в редакцию 29.04.03
после доработки 07.07.03*

INFLUENCE OF EXTERNAL FACTORS IN A MODEL OF NEURAL CONTROL OF THE HEART RATE

N.B. Frolova, A.P. Chetverikov

Nonlinear dynamics of a simple mathematical model of neural control of the heart rate variability taking into account the external influences simulating stressful loadings is investigated by methods of computer experiment. Spectral power density of processes and autocorrelation function are calculated and the time of decreasing of autocorrelation function and time of relaxation of the system are estimated to analyze the behavior of the system and to compare the results of simulation with the real data.



Фролова Наталья Борисовна - родилась в 1975 году в Саратове, окончила Саратовский государственный университет (1997). С 1997 года аспирант кафедры электроники, колебаний и волн факультета нелинейных процессов СГУ. Научные интересы связаны с исследованием нелинейных динамических систем, находящихся под воздействием флуктуаций. Автор 8 публикаций по теме диссертации.



Четвериков Александр Петрович родился в 1953 году в Новоузенске, окончил Саратовский государственный университет (1975). Работал в НИИ механики и физики СГУ, затем на физическом факультете СГУ. В настоящее время профессор кафедры электроники, колебаний и волн факультета нелинейных процессов СГУ. Защитил диссертации на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук (1981) и доктора физико-математических наук (1996), обе в СГУ. Область научных интересов: нелинейная динамика распределенных систем, вакуумная сверхвысоко-частотная электроника, компьютерный эксперимент. Опубликовал более 70 работ в отечественных и зарубежных изданиях.