

требуется оцифровка и ввод аналоговых сигналов с подобными параметрами (до 200000 16-ти разрядных выборок в секунду).

Список использованных источников

1. Шило В. Л. Аналоговые интегральные микросхемы. М.: Сов. Радио, 1984, 380 с., ил.
2. Гук М.В. Интерфейсы ПК. Справочник. М.:Питер,1998. 400 с.
3. Интегральные микросхемы: Операционные усилители. Том 1. М.: Физматлит, 1993. 240 с.

УДК 612.01:007

МОДЕЛЬ РЕГУЛЯЦИИ РИТМА СЕРДЦА ДЛЯ ОЦЕНКИ ПРЕДАРИТМИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ

Штырькова Ю.В., Конюхов В.Н.

Повышение эффективности лечения сердечно-сосудистых заболеваний неразрывно связано с возможностью их диагностики на ранних стадиях развития. В связи с этим разработка сравнительно простых методов ранней диагностики сердечно-сосудистых заболеваний является актуальной задачей. Одним из таких методов может быть метод основанный на анализе вариабельности ритма сердца.

Известно, что вариабельность временного интервала между соседними R-зубцами ЭКГ отражает, как динамику регуляторных процессов, так и состояние сердечной мышцы. С целью изучения зависимости параметров вариабельности ритма сердца от состояния структур миокарда была разработана и исследована модель регуляции ритма сердца.

В процессе разработки модели учитывались основные физиологические закономерности регуляции ритма сердца.

При выборе типа модели учитывались различные факторы, связанные с ее адекватностью, простотой реализации и возможностью анализа.

В общем виде регуляция сердечного ритма осуществляется следующим образом (рисунок 1). Частота сердечных сокращений воспринимается различными рецепторами и в виде частоты импульсации афферентных нервных волокон поступает в высший центр регуляции. На основе синтеза поступающей к нему информации, как о функционировании организма, так и о параметрах окружающей среды интегративный центр генерирует управляющие сигналы. Регуляция ритма сердца может осуществляться внутрисердечными механизмами, нервным и гуморальным путями. Нервная регуляция реализуется через воздействие иннервирующих сердце парасимпатических и симпатических нервов. Стимуляция симпатической системы вызывает учащение, а парасимпатической – замедление сердцебиений. Между двумя этими отделами вегетативной нервной системы

существует сложное взаимодействие. Таким образом, мы получаем замкнутую систему регуляции ритма.

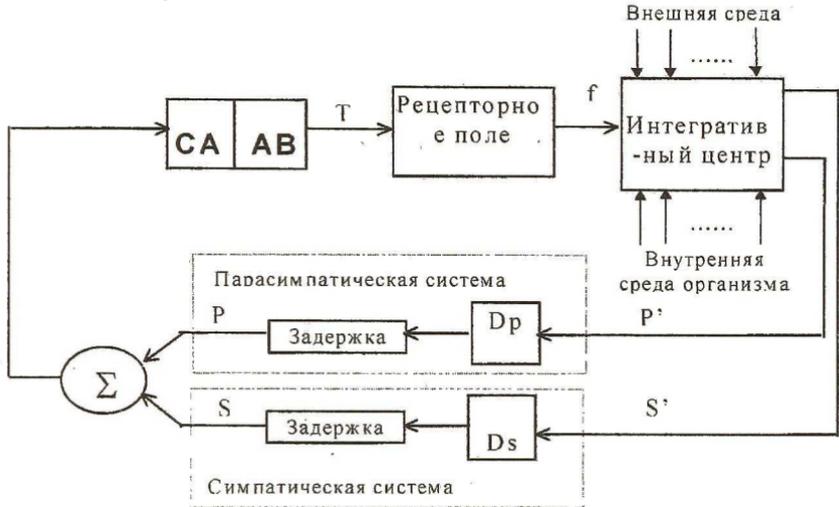


Рисунок 1 – Обобщенная схема регуляции ритма сердца

Функциональная схема модели регуляции ритма, составленная в соответствии с рассмотренной обобщенной схемой, показана на рисунке 2. Она состоит из двух ветвей регуляции – парасимпатической и симпатической, – моделей узлов автоматии сердца и компаратора – сравнивающего устройства, выполняющего роль интегративного центра.

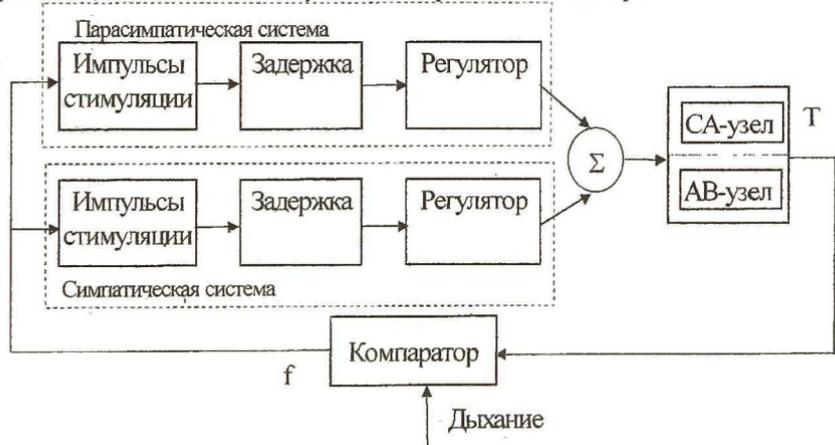


Рисунок 2 – Модель регуляции ритма сердца

Модель узлов автоматии состоит из двух нелинейных колебательных систем – генератора Ван дер Поля в качестве атриовентрикулярного узла и модифицированного генератора Ван дер Поля в качестве синусового узла,

объединенных резистивной связью как показано на эквивалентной схеме (рисунок 3).

Система дифференциальных уравнений, описывающих данную эквивалентную схему, имеет следующий вид.

$$\begin{cases} \dot{V}_1 = \frac{1}{C_1} I_1, \\ \dot{I}_1 = -\frac{1}{L_1} \left(V_1 - I_1 + \frac{1}{3} I_1^3 + h(I_1) \right), \\ \dot{V}_2 = \frac{1}{C_2} I_2, \\ \dot{I}_2 = -\frac{1}{L_2} \left(V_2 - I_2 + \frac{1}{3} I_2^3 \right), \end{cases} \quad (1)$$

где

$$h(I_1) = \begin{cases} -I_1^2 - \frac{1}{4}, & |I_1| < \frac{1}{2} \\ -I_1, & I_1 > \frac{1}{2} \\ I_1, & I_1 < -\frac{1}{2} \end{cases} \quad (2)$$

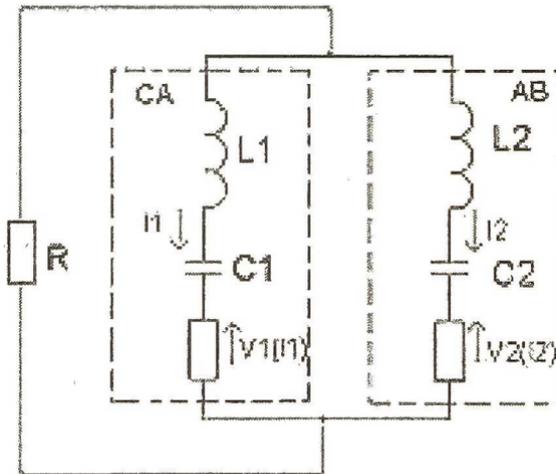


Рисунок 3 – Эквивалентная электрическая схема модели из двух электрически связанных генераторов

Компаратор выполняет сравнение текущего периода колебаний сигнала атриоventрикулярного узла (т.е. сокращений желудочков) с требуемым периодом и вырабатывает частоту стимуляции для соответствующей

ветви регуляции. Требуемый период является функцией времени, частоты дыхания и глубины модуляции в соответствии с уравнением. Таким образом осуществляется симуляция дыхательной аритмии, которая является признаком нормального функционирования системы регуляции реального сердца В соответствии с принципом акцентированного антагонизма, уровень активности нерва зависит от разности между текущим и требуемым периодом.

Модель симпатической и парасимпатической регуляции ритма имеет сходную структуру и состоит из генератора стимулирующих импульсов, линии задержки, и блока $Dx(t)$. Вид функции $Dx(t)$, описываемой следующей системой уравнений, и ее параметры для обеих ветвей регуляции были установлены на основе анализа зависимости ЧСС от частоты стимуляции парасимпатических и симпатических нервов по данным исследований на препаратах сердца.

$$Dx(t) = \begin{cases} x'(1 - e^{-\frac{t}{\tau_r}}), & t \leq T \\ x' \cdot e^{-\frac{t-T}{\tau_c}}, & t > T \end{cases} \quad (3)$$

где T - длительность стимулирующего импульса;

τ_r - постоянная времени роста;

τ_c - постоянная времени спада.

Модель была реализована в виде программы на языке C++. На рабочем поле программы находится 3 окна. Окно «Схема моделирования» показывает вид схемы модели регуляции ритма и позволяет получить доступ к свойствам компонентов схемы, а также выбрать для отображения в окне «Осциллограф» выходные сигналы компонентов. В окне «Ритмограмма» отображается последовательность кардиоинтервалов на выходе модели. Свойства компонентов устанавливаются в специальном диалоговом окне. Полученная в результате моделирования ритмограмма, может быть сохранена в файле в виде, пригодном для обработки стандартными математическими пакетами.

Для анализа полученных результатов моделирования были использованы известные диагностические показатели variability сердечного ритма. Показатели variability сердечного ритма можно разделить на вычисляемые во временной области, в частотной области, во временной области и нелинейные показатели. Временные показатели, такие как средняя длительность RR-интервала, стандартное отклонение длительности имеют корреляцию со спектральными показателями и в то же время являются более простыми для вычисления, поэтому они были использованы для анализа результатов моделирования в данной работе.

С помощью программы моделирования регуляции сердечного ритма было проведено имитационное моделирование ряда аритмий в сравнении

с нормальным ритмом. Были рассмотрены результаты моделирования различных аритмий сердца и состояний, близких к их возникновению. В качестве последних рассматривались комбинации параметров модели сердца, достаточно близкие к патологическому состоянию, но когда нарушения ритма на выходном сигнале узлов автоматии при обычных условиях еще не заметны. Во всех этих случаях на гистограммах и ритмограммах можно визуально отметить отличия от структуры ритма в состоянии нормы.

Для количественной оценки использовались показатели variability ритма, вычисляемые во временной области. После расчета показателей на плоскости строились наборы точек для каждой группы состояний и проводились попытки объединить их в кластеры.

Было замечено, что точки группируются в отдельные области, однако четко выделить приближение к патологии затруднительно. Для анализа сгенерированных моделью ритмограмм также были использованы индексы Баевского и треугольная интерполяция гистограммы интервалов. Были получены графики зависимости значений коэффициентов от частоты дыхания и глубины дыхательной модуляции. Однако, использование этих стандартных показателей variability также не позволило четко выделить состояние сердечной мышцы, близкое к патологии, из общего множества состояний.

Проведенные исследования позволяют сделать вывод, что для ранней диагностики предаритмических состояний на основе анализа сердечного ритма необходима разработка новых, более чувствительных и специфичных показателей variability ритма сердца.

ИССЛЕДОВАНИЕ АМПЛИТУДНО-И ФАЗОЧАСТОТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК RC-СТРУКТУРЫ С НЕОДНОРОДНЫМИ РАСПРЕДЕЛЕННЫМИ ПАРАМЕТРАМИ

Боднарчук Г.А., Дмитриев В.Д.

Широкие функциональные возможности RC-структур с неоднородными распределенными параметрами и использование их в гибридных интегральных микросхемах вызывает необходимость более полного их исследования. В работе [1] рассмотрены амплитудно-частотные (АЧХ) и фазочастотные (ФЧХ) характеристики RC-структуры, распределенные параметры которой выполнены изменением ширины пленок по экспоненциальному закону $B(x) = B(0) \cdot e^{\pm \beta x}$, где $\beta \ell = \ln \frac{B(\ell)}{B(0)}$, $B(0)$ и $B(\ell)$ – ширина пленок в начале и конце структуры, ℓ – длина структуры (рис.1). Однако в