

## Проводящая система сердца: обобщенная электрическая модель

### Аннотация

Рассмотрена модель проводящей системы сердца, позволяющая получить представление об электрических процессах миокарда в норме и при патологии. Модель учитывает функции предсердий в процессе синусового ритма сердца и его нарушения при аритмии. Авторы рассматривают роль предсердно-желудочкового узла, который позволяет снизить риски при нарушениях проводящей системы сердца в синоатриальной области. Это включает в себя частотную фильтрацию импульсов, поступающих из предсердий в желудочки, и роль узла автоматизма второго порядка. Модель может включать в себя блоки для реализации узлов автоматизма третьего и четвертого порядка и источник импульсов, способных вызывать экстрасистолию желудочков.

Проводящая система миокарда млекопитающих является уникальным примером естественной пейсмекерной активности. Применяются различные подходы для изучения и анализа этой системы: математические, технические, естественно-научные. В состоянии относительного физического и эмоционального покоя у здорового субъекта характеристики R-R интервалов переменны и стремятся к нормальному распределению. Одновременно ригидный сердечный ритм, когда его переменность практически отсутствует, – признак грубой патологии. С позиций отечественной физиологической школы академика П.К. Анохина [1], любая функциональная система представляет собой совокупность динамических, саморегулирующихся и самоорганизующихся компонентов, взаимодействие которых направлено на достижение полезного адаптивного результата деятельности данной системы.

Если принять во внимание, что приспособительным результатом работы проводящей системы сердца является обеспечение нормального переменного ритма, то его можно выразить математически. Возникает также возможность создания обобщенных моделей подобных систем, которые моделируют не только их нормальное состояние, но и некоторые виды патологии. Известна, например, математическая автоколебательная модель пейсмекера на основе нелинейной проводимости [2], в которой рассматривается объединение процесса медленной деполяризации мембраны клеток синоуно-предсердного узла с нелинейным диффузионным процессом.

Сердечно-сосудистая система относится к важнейшим витальным системам организма, и ее ритмичная работа во многом определяется качеством управления [1], в значительной мере зависящим от характера работы проводящей системы сердца. Проводящая система сердца (ПСС) представляет собой комплекс анатомических образований (узлов, пучков и волокон), состоящих из атипичных кардиомиоцитов, обеспечивающих координированную работу предсердий и желудочков, направленную на обеспечение нормальной гемодинамики. Таким образом, согласно теории функциональных систем [1], поддерживается оптимальный для протекания метаболических процессов приспособительный результат – адекватный в различных функциональных состояниях организма переменный сердечный ритм.

ПСС состоит из двух взаимосвязанных частей: синоатриальной (синоуно-предсердной) и атриовентрикулярной (предсердно-желудочковой). К синоатриальной относят синоатриальный (синоуно-предсердный) узел (узел Киса-Фляка), три пучка межузлового быстрого проведения, связывающие синоатриальный узел с атриовентрикулярным (АВ) узлом, и межпредсердный пучок быстрого проведения, связывающий синоатриальный узел с левым предсердием. Атриовентрикулярная часть состоит из АВ-узла (узел Ашоффа-Тавара), переходящего в АВ-соединение с пучком Гиса, включающим в себя общий ствол и три ветви: левая передняя, левая задняя и правая, из которых отходят проводящие волокна Пуркинне.

Синоатриальный узел (СА-узел) является номотопным центром автоматизма первого порядка, содержащим истинные клетки-пейсмекеры (расemaker, или Р-клетки), которые автоматически генерируют электрические импульсы (потенциалы

действия) с частотой в норме 60...90 1/мин, задающие нормальный ритм работе сердца.

Одним из важнейших элементов ПСС является АВ-узел, расположенный у правого края межпредсердной перегородки книзу от овальной ямки и служащий проведением возбуждения, исходящего из синусового узла, к желудочкам. АВ-узел обеспечивает устойчивую работу миокарда как в норме, так и при многих видах аритмий [3], [4], в значительной мере снижая риски от их возможных последствий. Это достигается за счет реализации им трех основных функций.

1. Задержка волн возбуждения, идущих по проводящей системе от предсердий к желудочкам, обусловленная существенным замедлением скорости проведения импульсов.

2. Частотная фильтрация импульсов, идущих от предсердий к желудочкам.

3. Выполнение роли узла автоматизма второго порядка.

Задержка обеспечивает отсроченное возбуждение желудочков после окончания полноценного сокращения предсердий и может достигать по времени 0,1 с.

АВ-узел из-за продолжительного рефрактерного периода своих деполяризованных клеток не проводит сигналы больше определенной частоты, выполняя тем самым роль фильтра низких частот (ФНЧ). В результате даже при фибрилляции предсердий, когда частота импульсов в них увеличивается до 300 1/мин и выше, к желудочкам доходят импульсы со значительно меньшей частотой, не превышающей, как правило, 150 1/мин, что обеспечивает их работу в допустимых пределах. При угнетении функции синоатриального узла частота спонтанных потенциалов действия АВ-узла составляет около 40 1/мин. Это обусловлено следующим взаимодействием. Импульсы, возникающие в синоатриальном узле, распространяются на предсердия и желудочки, вызывая их возбуждение и последующее сокращение. Проходя на своем пути автоматический центр второго порядка, эти импульсы каждый раз вызывают синхронную разрядку (возбуждение) пейсмекерных клеток данного центра, находящегося в это время в стадии медленной деполяризации. После чего циклы повторяются до исчезновения импульсов, приходящих на вход АВ-узла. В этом случае стадии медленной деполяризации становятся «полными» и доходят до порогового критического уровня самостоятельно, вызывая потенциалы действия, следующие с периодом, примерно равным 1,5 с, которые и являются импульсами водителя ритма второго порядка.

Электрическая модель АВ-узла, учитывающая его основные функции, предложена в работе [5]. В отличие от математических моделей [6] она легко может быть осуществлена в дискретно-аналоговом или в цифровом виде либо в виде программы для ЭВМ. В работе [7] рассмотрена более полная модель АВ-соединения, включающая в себя дополнительно блок, имитирующий возникновение импульсов, вызывающих экстрасистолию желудочков. В модели учтено, что наряду с полезными свойствами АВ-соединения может служить источником некоторых аритмий при патологии в работе сердца. Среди возможных аритмий, порождаемых данным участком проводящей системы, наиболее часто встречается (практически у 60...65 % взрослого населения) желудочковая экстрасистолия

– преждевременное возбуждение, возникающее под влиянием импульсов, исходящих из различных участков проводящей системы желудочков. Источником желудочковой экстрасистолии в большинстве случаев являются разветвления пучка Гиса и следующие далее волокна Пуркинью.

К другим также достаточно частым видам аритмии относятся трепетание предсердий и фибрилляция предсердий, называемая обычно мерцательной аритмией. Сбой в работе предсердий во многом связаны с появлением импульсов, вызванных самовозбуждением отдельных областей миокарда предсердий по принципу возникновения автоволновых процессов в замкнутом контуре, получивших название *micro-reentry* и *macro-reentry* (*global-reentry* [3]). Несмотря на определенные отличия, эти два механизма аритмии имеют в итоге много общего, прежде всего высокую частоту (до 300 1/мин и выше), а также подавление нормальной работы синусового узла и синусового ритма сердца.

С учетом этого замечания целесообразно ввести в электрическую модель ПСС два блока, отражающих работу синусового узла и возникновение аритмии в предсердиях, соединив их с моделью АВ-узла (*рис. 1* [8]).

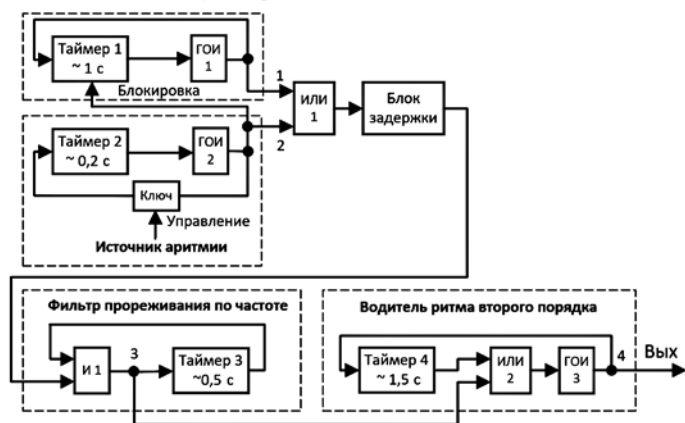


Рис. 1. Структурная электрическая эквивалентная схема проводящей системы сердца: И, ИЛИ – логические элементы; ГОИ – генератор одиночных импульсов

Функцию водителя ритма первого порядка (синусового узла) выполняют Таймер 1 и генератор одиночных импульсов (ГОИ 1), с возможностью блокировки работы сигналами, поступающими с блока аритмии (Таймер 2 и ГОИ 2). В качестве импульсов в модели приняты без потери общности короткие прямоугольные импульсы. Частота импульсов синусового узла выбирается постоянной (без учета влияния симпатической и парасимпатической систем организма), а частота импульсов блока аритмии в некотором диапазоне может быть задана случайной соответствующим программированием Таймера 2.

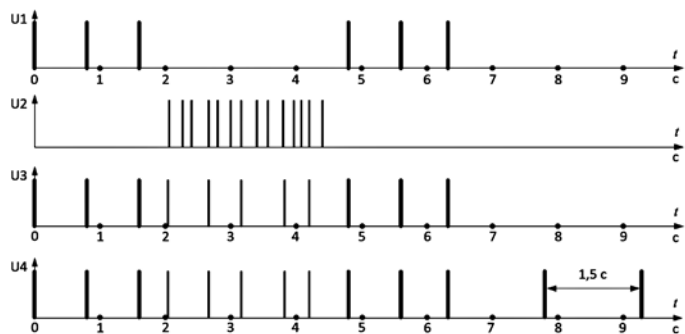


Рис. 2. Временные диаграммы, демонстрирующие включение в работу блока аритмии (U2), прореживание по частоте импульсов в АВ-узле (U3) и включение в работу «водителя ритма второго порядка» на восьмой секунде от начала отсчета. Задержка не показана

Временные диаграммы, поясняющие работу схемы, представлены на *рис. 2*. При отсутствии аритмии в предсердиях импульсы U1 с ГОИ 1 через схему ИЛИ 1 поступают на блок

задержки модели АВ-узла. Здесь они задерживаются на время до 0,1 с (времена задержки и распространения импульсов в предсердиях для простоты не показаны). Далее в неизменном виде эти импульсы оказываются на выходе фильтра прореживания по частоте, а затем на выходе АВ-узла (4 – *рис. 1*).

При возникновении (включении) аритмии импульсы высокой частоты U2 с ГОИ 2 блокируют Таймер 1 и поступают через схему ИЛИ 1 на блок задержки и вход фильтра прореживания по частоте, который работает следующим образом.

Перед поступлением первого импульса элемент И1 открыт высоким потенциалом, снимаемым с выхода Таймера 3, и поэтому данный импульс проходит к третьему блоку схемы. По окончании данного импульса Таймер 3 устанавливается в начальное нулевое состояние, которое сохраняется до конца отсчета установленного времени (определяется рефрактерностью проводящих структур АВ-узла, например 0,5 с). Только после этого он снова дает разрешение на прохождение очередного импульса, в данном примере – каждого третьего импульса, что наглядно показывает требуемое уменьшение частоты импульсов, проходящих через фильтр, и полностью отвечает уникальным свойствам возбудимых тканей осуществлять частотную фильтрацию входных процессов [9]. При моделировании учтено, что фильтрация по частоте в АВ-узле осуществляется на особо низких частотах (несколько герц) и использование классического ФНЧ здесь нецелесообразно.

В следующем блоке реализована функция включения в активную работу генератора импульсов, имитирующего водителя ритма второго порядка. При наличии импульсов на входе данного блока (3 – *рис. 1*; U3 – *рис. 2*) генератор (Таймер 4, ИЛИ 2 и ГОИ 3) работает синхронно с входными импульсами. Частота их, как правило, более 60 1/мин. При пропадании указанных входных импульсов Таймер 4 будет осуществлять полный отсчет установленного в нем времени, например 1,5 с, и тогда на выходе данного устройства будут формироваться импульсы с частотой 40 имп./мин. На таком же принципе могут быть построены блоки для реализации в модели ПСС водителей ритма третьего и четвертого порядков.

Как уже было отмечено, в модель ПСС целесообразно ввести также блок «экстрасистолии». Структуру и принцип его работы поясняют *рис. 3, 4* [7]. В этом блоке Счетчик отсчитывает число нормальных «кардиоциклов» N, за которыми следует эпизод желудочковой экстрасистолии, возможный только при выходе соответствующих клеток проводящей системы из состояния рефрактерности. Эту задержку включения генератора одиночных импульсов «экстрасистолии» (ГИЭС) обеспечивает Таймер 5. После импульса, вырабатываемого ГИЭС, Таймер 6 блокирует элемент И2 на время, также равное рефрактерности (абсолютной невозбудимости) клеток проводящей системы таким образом, что N + 1 импульс не проходит на выход устройства, т. е. замещается через элемент ИЛИ 3 более ранним импульсом с ГИЭС. (На электрокардиограмме в этом случае фиксируется компенсаторная пауза между экстрасистолой и нормальным очередным QRS-комплексом.)

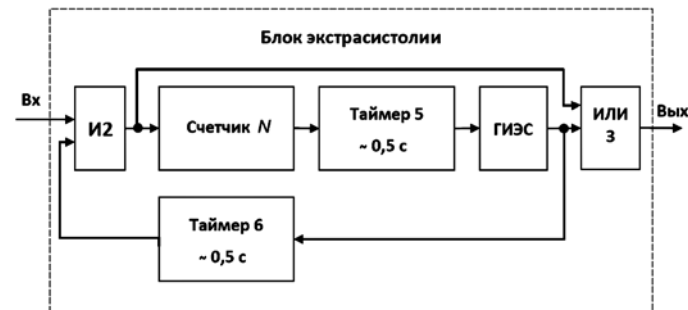


Рис. 3. Структурная электрическая эквивалентная схема блока экстрасистолии

На *рис. 4* импульсы «экстрасистолии» условно имеют большую длительность и выделены штриховыми линиями. Следует отметить, что число N на практике может быть случайным и изменяться в широких пределах. Здесь для простоты и на-

глядности, не теряя общности поставленной задачи, число  $N$  принято равным 3, а время рефрактерности во всех случаях принято примерно равным 0,5 с. Рис. 4 показывает, что при  $N = 3$  каждый четвертый импульс нормального ритма замещается импульсом, вызывающим экстрасистолию желудочков.

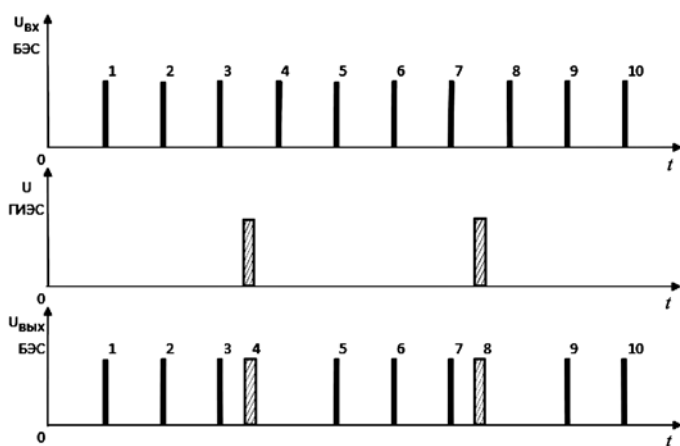


Рис. 4. Временные диаграммы, демонстрирующие работу блока экстрасистолии

### Заключение

Моделирование систем является важнейшим инструментом для их изучения и исследования. Представленная модель проводящей системы сердца адекватно отражает основные электрические процессы в миокарде как в норме, так и при большом числе патологий и может представлять не только теоретический, но и практический интерес.

#### Список литературы:

1. Анохин П.К. Избранные труды. Кибернетика функциональных систем / Под ред. К.В. Судакова. Сост. В.А. Макаров. – М.: Медицина, 1998. 400 с.
2. Новоселов В.С. К математической модели пейсмекера // Вестн. С.-Петерб. ун-та. Сер. 10: Прикладная математика, информатика, процессы управления. 2012. Вып. 4. С. 58-64.
3. Кушаковский М.С., Гришкин Ю.Н. Аритмии сердца. Расстройства ритма и нарушения проводимости. Причины, механизмы, электрокардиографическая и электрофизиологическая диагностика, клиника, лечение / Руководство для врачей. 4-е изд., испр. и доп. – СПб.: ФОЛИАНТ, 2017. 720 с.

4. Klabunde R.E. Cardiovascular physiology concepts / 2nd ed. – Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, 2012. 243 p.
5. Бритин С.Н., Власенко Р.Я., Шабаев В.С. Электрическая модель атриовентрикулярного узла / Мотивационные аспекты физической активности. Материалы III Всероссийской междисциплинарной конференции студентов, молодых ученых и преподавателей. Великий Новгород, 1 марта 2019 г. / Отв. редактор к.м.н., доцент КНФ Р.Я. Власенко; НовГУ им. Ярослава Мудрого. – Великий Новгород, 2019. С. 9-13.
6. Мезенцева Л.В. Теоретические основы нарушений сердечного ритма при экстремальных внешних воздействиях / Дис. на соиск. уч. степени д-ра биол. наук. ФГБНУ «Научно-исследовательский институт нормальной физиологии им. П.К. Анохина. Москва, 2014. 229 с. (<http://www.dslib.net/fiziologia/teoreticheskie-osnovy-narushenij-serdechnogo-ritma-pri-jekstremalnyh-vneshnih.html>).
7. Бритин С.Н., Бритина М.А., Власенко Р.Я. Обобщенная электрическая модель атриовентрикулярного соединения / Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы – Биомедсистемы-2019. Сб. труд. XXXII Всерос. науч.-техн. конф. студ., мол. ученых и спец., 4-6 декабря 2019 г. / Под общ. ред. В.И. Жулева. – Рязань: ИП Коняхин А.В. (Book Jet), 2019. С. 253-258.
8. Бритин С.Н., Бритина М.А., Власенко Р.Я. Электрическая модель проводящей системы сердца / Труды XIV Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2020). Владимир-Суздаль, 1-3 июля 2020 г. Кн. 1. С. 116-119.
9. Бритин С.Н., Власенко Р.Я., Шабаев В.С. Частотные фильтрующие свойства возбудимых тканей / Труды XIII Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии» (ФРЭМЭ'2018). Владимир-Суздаль, 3-5 июля 2018 г. Кн. 1. С. 75-77.

*Сергей Николаевич Бритин,*  
канд. техн. наук, профессор,  
*Мария Андреевна Бритина,*  
студент,  
*Роман Яковлевич Власенко,*  
канд. мед. наук, доцент, зав. кафедрой,  
кафедра нормальной физиологии,  
ФГБОУ ВО «Новгородский государственный  
университет им. Ярослава Мудрого»,  
г. Великий Новгород,  
e-mail: sergnb.47@mail.ru

*Т.В. Истомина*

## Современное состояние и перспективы применения инфокоммуникационных технологий в российской медицине

### Аннотация

Представлен аналитический обзор научных исследований в области разработки современных биомедицинских компьютеризированных систем, результаты которых обсуждались в июле 2020 года на секции «Инфотелекоммуникационные технологии в медицине и экологии» XIV Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии – ФРЭМЭ'2020».

Отмечена важная роль информационных технологий, таких как вейвлет-анализ, нечеткая логика и искусственные нейронные сети, в исследованиях, которые широко используются для цифровой обработки биосигналов и результатов БОС-мониторинга при решении актуальных задач диагностики и реабилитации в современной медицине и повышают уровень интеллектуализации медицинской техники.

В современной медицине быстрыми темпами растет применение инфокоммуникационных и дистанционных технологий, развиваются интеллектуальные методы и средства обработки и хранения данных, расширяются области применения технологий биоуправления и интернета вещей. Поэтому в ра-

боте конференции «ФРЭМЭ'2020» [1], прошедшей 1-3 июля на базе Владимирского государственного университета, особое место заняла секция «Инфотелекоммуникационные технологии в медицине и экологии», на которой активно обсуждались серьезные проблемы и были представлены интересные техни-