

**В. В. Головкин, Ю. К. Шлык, Д. В. Криночкин**

## **КОРРЕКЦИЯ РИТМА РАБОТЫ СЕРДЦА МЕТОДОМ АДАПТИВНОЙ ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯЦИИ**

*Рассматриваются основные системы адаптивного управления ритмом сердца, применяемые в современных электрокардиостимуляторах. Отмечены достоинства и недостатки систем, перспективные направления развития.*

На сегодняшний день одним из наиболее эффективных методов лечения различных болезней сердца является электрокардиостимуляция. Современные имплантируемые электрокардиостимуляторы (ЭКС) не только сохраняют жизнь пациентам с различными формами брадикардии, нарушениями атрио-вентрикулярной (АВ) проводимости, но и участвуют в лечении таких тяжелых болезней сердца, как хроническая сердечная недостаточность. Диапазон применения ЭКС огромен и продолжает расширяться, постоянно создаются новые, более совершенные модели.

Современный ЭКС — это самый сложный прибор, обладающий множеством параметров и функций, позволяющих сделать его работу более эффективной и безопасной, повысить качество жизни пациентов и обеспечить врачам удобный доступ к информации о работе сердца. Практически каждый параметр работы ЭКС поддается настройке (частота стимуляции, гистерезис, амплитуда, длительность стимулирующего импульса, рефрактерный период и др.), более того, современные алгоритмы, управляющие работой ЭКС, позволяют изменять параметры работы автоматически, без вмешательства человека, для обеспечения оптимального режима работы и выполнения энергосберегающих функций. В качестве примера можно привести наиболее значимые функции современных устройств: функция измерения порога стимуляции, регулирования минимально эффективной амплитуды, защитная функция максимальной частоты синхронизации, автоматического предотвращения «пейсмейкерной» тахикардии, автоматического переключения режима стимуляции [3].

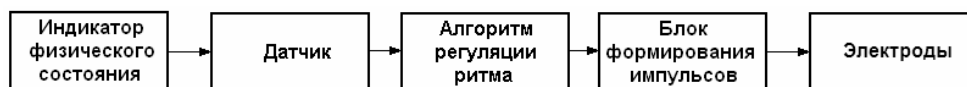
Одной из наиболее значимых функций ЭКС является частотная адаптация. ЭКС с фиксированной частотой стимуляции способен обеспечить нормальное функционирование сердца только в покое или при незначительных нагрузках. В случае значительной физической нагрузки сердце не может дать адекватный хронотропный ответ и ограничивается лишь увеличением силы сокращения. В результате не обеспечивается необходимый минутный объем кровообращения, что отрицательно сказывается на переносимости нагрузок человеком. Функция частотной адаптации увеличивает частоту стимуляции сердца пропорционально потребностям организма. ЭКС с функцией частотной адаптации используется при различных формах брадикардии, нарушении АВ проводимости и незаменим при болезнях сердца, вызвавших «хронотропную некомпетентность», когда частота сердечных сокращений не может регулироваться пропорционально нагрузке [3]. Применение этой функции значительно улучшает самочувствие пациентов и дает им возможность вести активный образ жизни. Для изменения ритма работы сердца используются различные системы частотной адаптации.

Условно все возможные и существующие системы частотной адаптации по типу индикатора можно разделить на биофизиологические и биоинженерные. В биофизиологических системах адаптации используются сигналы здо-

рового ритма синусового узла, нормальное проведение которого нарушено заболеваниями сердца. Сигнал синусового узла распознается с помощью датчика, а система обеспечивает адекватную передачу ритма в другие области сердца. Подобные системы позволяют сердцу работать в естественном режиме, необходимо лишь распознать здоровый ритм предсердий и правильно воспроизвести задержку проведения ритма между предсердиями и желудочками [4]. В данном случае электрокардиостимулятор заменяет нарушенный путь проведения импульса, выступая в роли посредника между предсердиями и желудочками. В результате работы подобной системы сердце управляется своим природным ритмом, который отвечает всем требованиям жизни пациента.

Биоинженерные системы применяются, когда нарушен естественный ритм сердца человека в результате сердечных заболеваний и сердце не способно адекватно реагировать на физическую или эмоциональную нагрузку. При этом ритм, задаваемый синусовым узлом, не соответствует потребностям человека. Биоинженерные системы с помощью различных датчиков (сенсоров) позволяют обнаружить потребность организма в изменении ритма и обеспечить управление работой сердца при помощи электрических импульсов, передаваемых в предсердия и желудочки [4].

Большинство существующих систем регуляции ритма сердца можно представить в виде структурной схемы, состоящей из следующих компонентов: 1) индикатора физического состояния; 2) датчика (биосенсора); 3) алгоритма регуляции ритма сердца; 4) блока формирования импульсов (рис. 1).



**Рис. 1.** Структурная схема системы регуляции ритма сердца

Индикатором физического состояния может быть любой физический или физиологический параметр организма, по вариации которого можно судить об изменении биологических потребностей. Датчики, алгоритм регуляции, блок формирования импульсов и электроды имплантируются в организм для управления ритмом сердца.

Все составляющие системы управления должны соответствовать определенным требованиям для обеспечения качественной работы системы. Индикатор должен адекватно и без значительного запаздывания отражать изменения биологических потребностей организма, возникающих в ответ на изменение нагрузки. Датчик должен преобразовывать информацию от индикатора в электрический сигнал с необходимым уровнем чувствительности. Алгоритм регуляции ритма, рассчитывающий необходимую частоту стимуляции сердца, должен обеспечивать необходимый уровень безопасности работы системы [1]. Блок формирования импульсов должен без искажений выполнять задание, создавая импульсы определенной частоты, длительности, амплитуды. Доставка импульсов в заданные области сердца осуществляется с помощью имплантируемых электродов.

Подобная система регуляции ритма имеет линейную структуру. Ритм сердца рассчитывается исходя из показаний одного или нескольких датчиков с учетом определенных ограничений и далее преобразовывается в импульсы, управляющие сердцем. Такая структура системы регуляции ритма имеет разомкнутый контур, отсутствует обратная связь между ритмом сердца и потребностями организма. Показания датчиков являются единственной инфор-

мацией, влияющей на регуляцию ритма. Это означает, что в случае неадекватной реакции датчика на нагрузку отсутствуют какие-либо другие механизмы изменения результирующего ритма, сердце работает с ритмом, неадекватным текущему состоянию организма.

Сердце каждого человека имеет свои уникальные особенности, поэтому для регуляции ритма более правильно использовать иной подход, основанный на принципах адаптивного управления. Система должна иметь замкнутую структуру и учитывать не только показания датчиков потребностей организма, но и состояние системы, а также многие другие факторы, влияющие на работу сердца.

Индикаторы потребностей организма в биоинженерных системах управления ритмом сердца можно классифицировать следующим образом [3]:

1) индикаторы первого порядка — основаны на физиологических факторах, воздействующих на синусовый узел (влияние симпатической и парасимпатической нервных систем, различных гормонов);

2) индикаторы второго порядка — основаны на физиологических параметрах, изменяющихся под влиянием нагрузки (интервал QT, минутная вентиляция легких, температура венозной крови);

3) индикаторы третьего порядка — используют для своей работы внешние факторы (вибрация, движение).

Для каждого индикатора используется соответствующий датчик, способный передавать информацию о состоянии организма в систему адаптации ритма. Индикаторы первого порядка являются наилучшим вариантом для построения любой системы управления ритмом сердца, но практическая реализация подобных систем проблематична из-за трудностей обнаружения влияния автономной нервной системы. Если бы удалось с достаточным уровнем достоверности обнаруживать изменение влияния автономной нервной системы на сердечный ритм с помощью какого-либо сенсора, можно было бы говорить о создании оптимальной системы управления ритмом сердца, способной заменить естественную регуляцию. На сегодняшний день эта задача не решена, поэтому в ЭКС применяются датчики, использующие индикаторы второго и третьего порядка, а также их комбинации [10]. В настоящее время существует более 20 датчиков для частотной адаптации, среди которых наиболее известные: сейсмодатчики (детекторы движения), датчик вентиляции легких, датчик изменения QT интервала.

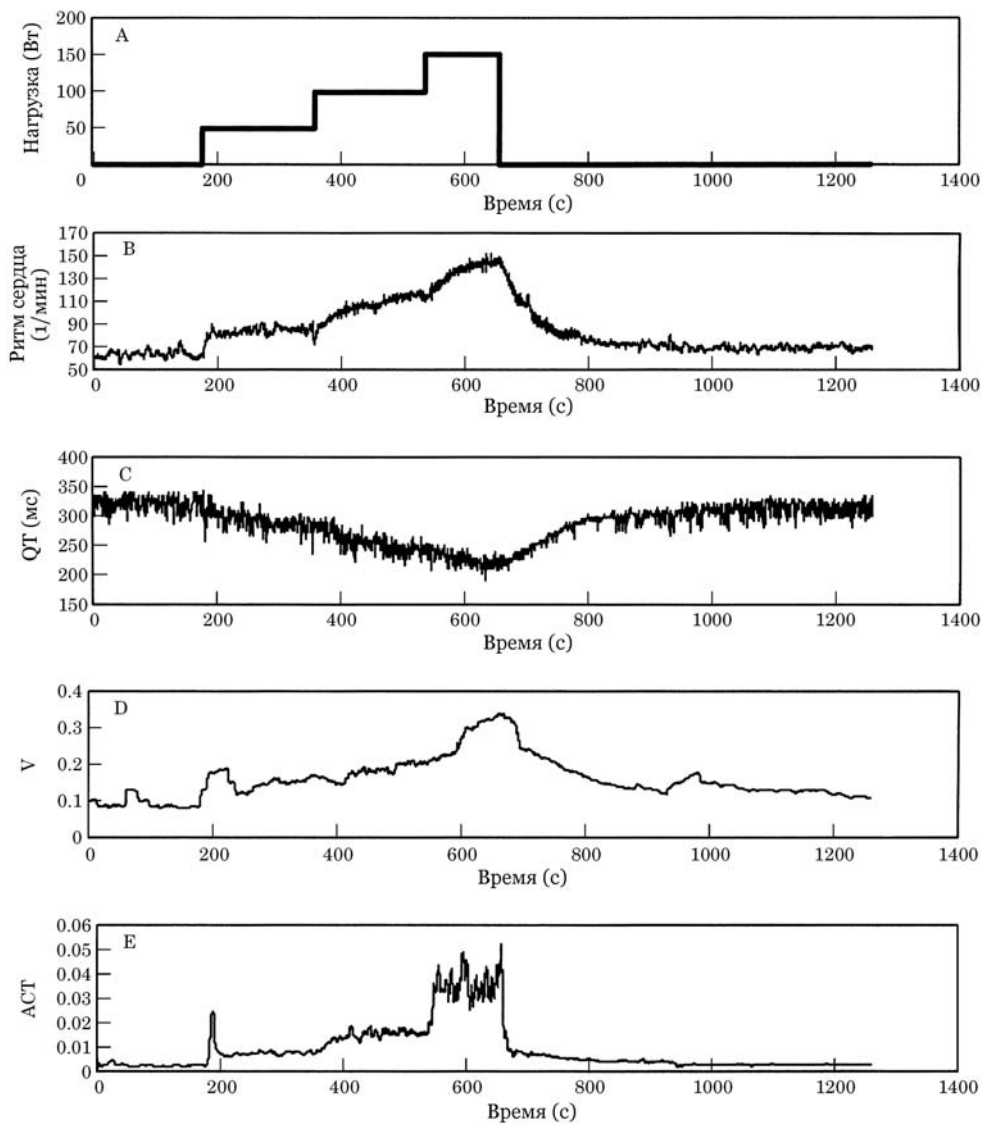
Каждый из сенсоров обладает своими преимуществами и недостатками, различным уровнем быстродействия и физиологичности реакции, восприимчивостью к факторам, окружающим человека. На рис. 2 представлены графики реакций здорового сердца и наиболее распространенных типов сенсоров на изменение уровня нагрузки во время выполнения упражнений на велотренажере.

Интервал QT на электрокардиограмме характеризует продолжительность электрической систолы желудочков. Существует линейная зависимость величины этого интервала от частоты сердечных сокращений. Возможность использования изменений величины интервала QT для управления частотой сердца впервые показали A. Rickards и соавт. [1].

Во время физической нагрузки или при эмоциональном стрессе происходит повышение частоты сердечных сокращений и укорочение интервала QT как реакция на увеличенный выброс катехоламинов. У больных с нарушенной предсердно-желудочковой проводимостью укорочение интервала QT сохраняется, хотя частота желудочковых сокращений остается без изменений (рис. 2С). В

качестве сенсора для измерения интервала QT используют стимулирующий электрод, введенный в желудочек.

Несомненным достоинством данного индикатора является возможность реакции не только на физическую, но и на эмоциональную или изометрическую нагрузку, а также физиологичный характер этой реакции. Недостаток состоит в том, что реакция значительно запаздывает во времени. Кроме этого могут быть проблемы, связанные с корректным определением интервала QT (влияние лекарственных препаратов на величину интервала QT, невосприятие зубца Т при остром инфаркте миокарда).

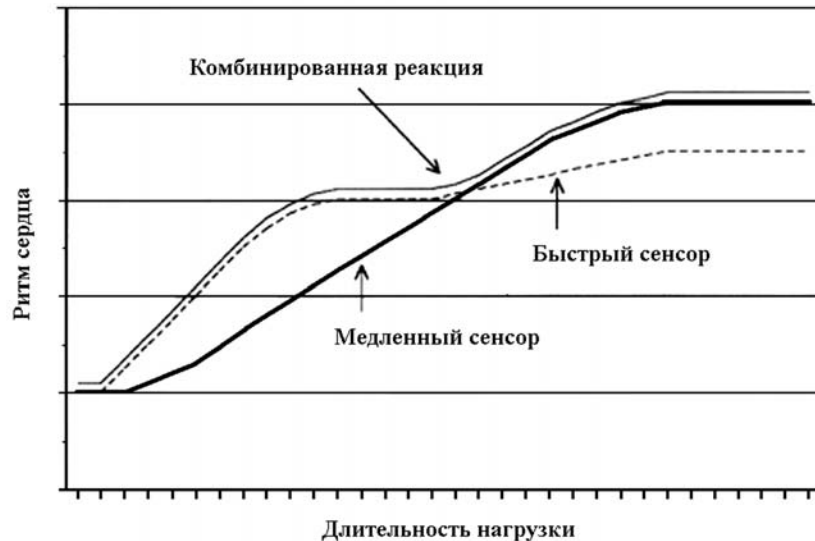


**Рис. 2.** Графики реакций здорового сердца, сенсоров QT-интервала, вентиляции легких и активности на изменение уровня нагрузки

Другим наиболее распространенным является сенсор минутной вентиляции легких (V). Чувствительность сенсора основана на измерении вариации электрического сопротивления при движениях грудной клетки. Величина вентиляции легких вычисляется измерением текущей емкости легких и частоты дыхания и достаточно точно отражает уровень нагрузки на человека (рис. 2D).

Сенсоры активности (АСТ) реагируют на механические движения тела человека при нагрузках (рис. 2E). Как правило, в качестве сенсоров движения используются пьезодатчики или акселерометры, расположенные в корпусе кардиостимулятора. Основным достоинством данного типа сенсоров является скорость восприятия любых механических движений тела, как правило, сопровождающих любую физическую работу. Однако этот тип сенсоров обладает и множеством недостатков: реакция носит нефизиологический характер, отсутствует какая-либо реакция на эмоциональный стресс, возникают ложноположительные реакции на движения тела без нагрузки (езда в транспорте, кашель) [3].

Таким образом, на данный момент не существует сенсора, способного адекватно чувствовать изменения потребностей организма в увеличении ритма и обеспечить необходимую реакцию на эмоциональную и физическую нагрузку. Поэтому для обеспечения более естественной адаптации ритма к ежедневным потребностям пациента были разработаны двухсенсорные системы, использующие для работы два различных индикатора состояния организма. Согласование информации, поступающей от различных сенсоров, осуществляется с помощью алгоритмов, выбирающих результирующий ритм работы сердца (рис. 3). В результате работы таких систем достигнуто наиболее качественное восстановление ритма сердца при нагрузках, достаточно близкое к синусовому ритму [8, 12].



**Рис. 3.** Результирующий ритм при использовании комбинации быстрого и медленного сенсоров

Наиболее высокие результаты работы двухсенсорных систем достигаются сочетанием более быстрых датчиков движения и вибрации с медленными, но более физиологическими датчиками вентиляции легких и измерения QT-интер-

вала. В таких системах ошибка восстановления ритма составляет менее 10 %, что позволяет широко использовать их в клинической практике [11].

Новым направлением в развитии сенсорных систем является также использование сигнала внутрисердечного импеданса, с помощью которого реализуется идея создания частотно-адаптивных систем с закрытым контуром регуляции [6, 9]. Сигнал внутрисердечного импеданса позволяет наблюдать за инотропной функцией, которая регулируется нервной системой и служит для компенсации недостаточного хронотропного ответа сердца [2]. Таким образом, наблюдая за увеличением инотропии, можно регулировать потребности организма в адекватном увеличении частоты ритма сердца как при физических, так и при эмоциональных нагрузках. Структурная схема системы приведена на рис. 4.



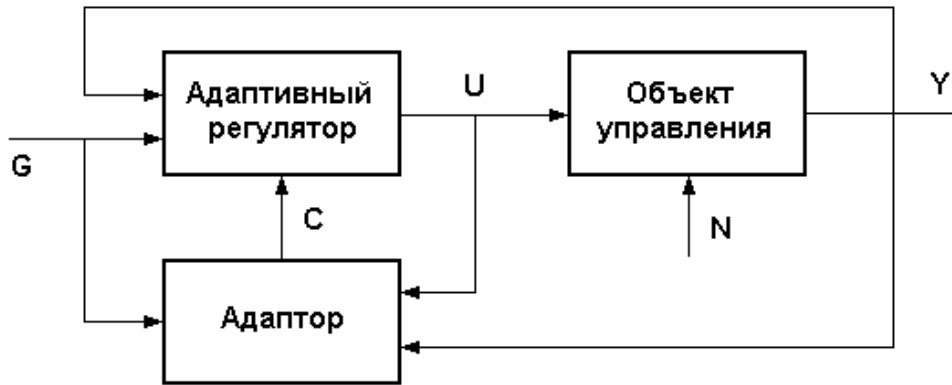
**Рис. 4.** Структурная схема системы регуляции ритма на основе сигнала внутрисердечного импеданса

Система регуляции ритма на основе сигнала внутрисердечного импеданса имеет замкнутую структуру и способна обеспечивать ритм работы сердца, необходимый для нормального функционирования организма. Данная система характеризуется более физиологичными реакциями на нагрузку, чем системы, представленные ранее. Однако она также имеет недостатки, так как построена на основе одного параметра — сигнала внутрисердечного импеданса, чего недостаточно для рассмотрения всего разнообразия состояний системы.

В современной электрокардиотерапии наблюдается тенденция к лечению сердечных заболеваний методами, заставляющими больное сердце работать подобно здоровому. При этом в сердце прекращается дальнейшее развитие заболевания и иницируются восстановительные процессы. Это относится не только к восстановлению адекватного задающего ритма, но и к определенному порядку сокращений каждой камеры сердца в необходимый момент времени для достижения оптимального режима работы в целом. Как правило, в ЭКС применяются один или два электрода, расположение которых определяется исходя из принципов наиболее надежного и долговечного закрепления в камерах сердца [5]. В результате работы такой системы «ЭКС — сердце» изначально нарушаются естественные пути проведения, порядок сокращения камер сердца, что в перспективе вызывает развитие новых болезней. Поэтому рассматривается возможность использования трехкамерных кардиостимуляторов, позволяющих восстановить естественный порядок сокращения камер сердца. Подобные технологии сегодня применяются для лечения хронической сердечной недостаточности, в условиях глубокого нарушения всех функций сердца [7].

Для учета всех факторов, влияющих на работу сердца, и возможности влиять на восстановление естественного режима его работы система должна иметь структуру, основанную на принципах адаптивного управления. При этом

при формировании вектора подстраиваемых параметров (С) по возможности должны быть учтены векторы задания (G), управления (U), выходных параметров (Y), состояния и некоторые другие факторы, влияющие на работу системы (рис. 5).



**Рис. 5.** Структурная схема адаптивной системы

Адаптивная система имеет замкнутую структуру. Адаптор собирает информацию о работе системы и в зависимости от ее состояния производит коррекцию параметров адаптивного регулятора. В результате система приобретает способность адекватно отвечать на изменение состояния объекта и условий его работы. Использование адаптивных систем в электрокардиостимуляции позволит регулировать работу сердца в режиме, наиболее приближенном к естественному функционированию.

Одним из наиболее новых направлений в области индикации состояния организма является исследование спектра звуковых колебаний, возникающих при работе сердца. Спектр акустических шумов отражает работу каждой камеры сердца, взаимодействие сердца с другими системами организма, реакцию на изменение внешних условий и др., причем часто данные параметры рассматриваются в комплексе.

Сочетая акустические методы индикации и адаптивную структуру ЭКС, можно получить результаты, которые позволят значительно улучшить эффект от применения ЭКС.

Для создания новых систем электрокардиостимуляции, которые позволят задавать оптимальный ритм работы сердца человека, необходимо решить ряд задач:

- а) в акустическом спектре работы сердца обнаружить индикаторы, указывающие на потребности человека в изменении ритма сердца;
- б) разработать методы обнаружения и извлечения необходимых сигналов из спектра акустических колебаний сердца с учетом возможностей будущей технической реализации;
- в) разработать блок-схему ЭКС на основе адаптивных моделей, учитывающую состояние сердца и условия его работы;
- г) разработать принципиальную схему электрокардиостимулятора, использующего полученный из спектра сигнал для регуляции ритма сердца;
- д) создать опытный образец системы и протестировать его работу.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Бредикс Ю. Ю., Дрогайцев А. Д., Стирбис П. П. Программируемая электростимуляция сердца. — М.: Медицина, 1989. — 156 с.
2. Бердников С. В., Тоболин Д. Ю. Особенности контрактильного сенсора при частотно-адаптивной электрокардиостимуляции // Вестн. первой областной клинической больницы. — 2000. — № 1.
3. Вотчал Ф. Б., Термосесов С. А. Лечебные возможности современных электрокардиостимуляторов // Рос. мед. журн. — 2004. — № 2. — С. 43–45.
4. Колпаков Е. В. Современные имплантируемые электрокардиостимуляторы и их клиническое применение // Здравоохранение и мед. техника. — 2005. — № 1. — С. 10.
5. Колпаков Е. В. Сравнительный анализ современных отечественных и зарубежных имплантируемых электрокардиостимуляторов // Здравоохранение и мед. техника. — 2004. — № 9. — С. 12–13.
6. Хасанов И. Ш. Современные электронные имплантаты для электрокардиотерапии: Новые возможности диагностики и оптимизации функций сердца // Вестн. аритмологии. — 2006. — № 44. — С. 66–70.
7. Хасанов И. Ш. Электрокардиотерапия: Новые технологии на службе здоровью // Здравоохранение и мед. техника. — 2004. — № 1. — С. 14–16.
8. Benditt D. G., Mianulli M., Lurie K., Sakaguchi S., Adler S. Multiple-sensor systems for physiologic cardiac pacing // Annals of internal medicine. — 1994. — № 121. — P. 960–968.
9. Clementy J., Kobeissi A., Garrigue S. Validation by serial standardized testing of a new rate-responsive pacemaker sensor based on variations in myocardial contractility // Europace. — 2001. — № 3. — P. 124–131.
10. Dell'Orto S., Valli P., Greco E. M. Sensors for Rate Responsive Pacing // Indian Pacing and Electrophysiology Journ. — 2004. — № 4 (3). — P. 137–145.
11. Israel C. W., Hohnloser S. H. Current status of dual-sensor pacemaker systems for correction of chronotropic incompetence // The american journ. of cardiology. — 2000. — № 86. — P. 86–94.
12. Lass J., Kaik J., Meigas K. Evaluation of the quality of rate adaptation algorithms for cardiac pacing // Europace. — 2001. — № 3. — P. 221–228.

V. V. Golovkin, Yu. K. Shlyk, D. V. Krinochkin

### CORRECTION OF HEART-BEAT FREQUENCY USING METHOD OF ADAPTIVE ELECTROCARDIOSTIMULATION

*The article considers the main existing systems of adaptive control of heart-beat frequency applied in modern electrocardiostimulators. Noted, pros and cons of these systems, as well as future development orientations.*