

УДК 616.12-089

DOI: 10.34852/GM3CVKG.2024.50.55.010

© Коллектив авторов, 2024

Стеклов В.И.¹, Паценко М.Б.², Симоненко В.Б.³, Лепендин С.О.¹

ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯЦИЯ: ИСТОРИЯ, СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ И ПЕРСПЕКТИВЫ РАЗВИТИЯ

¹ ФКУ «Центральный военный клинический госпиталь им. П.В. Мандрыка» Минобороны России, Москва, Россия² Главное военно-медицинское управление Минобороны России, Москва, Россия³ ФГБВОУ ВО Филиал Военно-медицинской академии им. С.М. Кирова в г. Москве, Минобороны России, Москва, Россия

Аннотация. Электрокардиостимуляция в настоящий момент – неотъемлемый метод лечения многих заболеваний в кардиологии. Нивелируя нежелательные побочные эффекты медицинских препаратов, постоянная электрокардиостимуляция расширяет терапевтический маневр у пациентов, которые бы в противном случае не могли получать данные препараты по причине брадикардий, тахикардий и различных блокад проведения сердечного ритма. К сожалению, в среде практикующих врачей не хватает понимания основных принципов работы кардиостимулятора. Изучение различных режимов кардиостимуляции в отрыве от понимания исторического развития кардиостимуляции, как показывает практика, малоэффективно. Данная статья преследует цель ознакомить читателя с историей развития предмета, которая в свою очередь является пошаговым воплощением идеи о максимально безопасной, доступной и удобной для каждого пациента кардиостимуляции. На основании исследований и действующих клинических рекомендаций описывается современное состояние темы и ее возможные перспективы.

Ключевые слова: электрическая стимуляция сердца, электрокардиостимулятор, нарушение сердечного ритма, брадиаритмия, синдром слабости синусового узла, фибрилляция предсердий, частотно-адаптивная электрокардиостимуляция.

Steklov V.I.¹, Patsenko M.B.², Simonenko V.B.³, Lependin S.O.¹

ELECTROCARDIOSTIMULATION: HISTORY, CURRENT STATE AND DEVELOPMENT PROSPECTS

¹ Central Military Clinical Hospital named after P.V. Mandryka of the Ministry of Defense of the Russia, Moscow, Russia² Main Military Medical Directorate of the Ministry of Defense of the Russia, Moscow, Russia³ Branch Military Medical Academy named after S.M. Kiriv in Moscow of the Ministry of Defense of Russia, Moscow, Russia

Abstract. Electrostimulation is currently an integral method of treating many diseases in cardiology. By neutralizing the undesirable side effects of medications, constant electrocardiostimulation expands the therapeutic maneuver in patients who would otherwise not be able to receive these drugs due to bradycardia, tachycardia and various heart rhythm blockages. Unfortunately, among practitioners there is a lack of understanding of the basic principles of the pacemaker. The study of various modes of pacing in isolation from understanding the historical development of pacing, as practice shows, is ineffective. This article aims to familiarize the reader with the history of the subject, which in turn is a step-by-step embodiment of the idea of the safest, most accessible and convenient pacing for each patient. Based on research and current clinical recommendations, the current state of the topic and its application are described.

Keywords: electrical stimulation of the heart, pacemaker, cardiac arrhythmia, bradiarrhythmia, sinus node weakness syndrome, atrial fibrillation, frequency-adaptive pacing.

Введение

Среди большого количества нарушений сердечного ритма (НРС) особое место занимают брадиаритмии, нередко приводящие к развитию тяжелой сердечной недостаточности и внезапной сердечной смерти. Основным методом лечения гемодинамически значимых аритмий является электростимуляция (ЭС) сердца. При обратимых брадиаритмиях используется временная ЭС сердца, а при хронических и необратимых брадиаритмиях – постоянная ЭС. Фармакологические препараты при гемодинамически значимых брадиаритмиях в большинстве случаев неэффективны [1-5]. Так, до внедрения в клиническую практику методов ЭС сердца ежегодная смертность у больных с приобретенной полной предсердно-желудочковой блокадой превышала 50% [6-8]. В последние десятилетия благодаря су-

щественному развитию микроэлектроники, материаловедения получены значительные достижения в области ЭС сердца [3, 9-13]. Миллионы людей в настоящее время живут с имплантированными электрокардиостимуляторами (ЭКС), сердечными ресинхронизирующими устройствами и кардиовертерами-дефибрилляторами.

Целью настоящей публикации явилось освещение исторических аспектов и последних достижений в области электростимуляции сердца.

История постоянной электрической стимуляции сердца

Первый ЭКС был разработан шведским инженером R. Elmqvisti имплантирован доктором A. Senning в 1958 году. Эта дата стала точкой отсчета клинического внедрения метода лечения больных с брадиаритмиями [14].

В нашей стране инженеры, конструкторы и врачи также вели работы по разработке имплантируемого ЭКС, который был создан в 1961 г. В клинике факультетской хирургии II Московского медицинского института им. Н.И. Пирогова в 1962 г. В.С. Савельевым и Б.Д. Савчуком под руководством акад. А.Н. Бакулева был имплантирован первый серийный имплантируемый ЭКС-2 («Москит») [7, 15]. Несмотря на то, что операционная летальность при имплантации ЭКС-2 достигала 10% и большой процент осложнений, более 15 лет имплантация ЭКС-2 спасала тысячи жизней от аритмической смерти. Профессор С.С. Григоров в 1966 г. впервые в нашей стране имплантировал эндокардиальный электрод через плечеголовную вену без торакотомии. Это позволило значительно снизить осложнения и смертность во время имплантации ЭКС. С этого времени постоянная ЭС сердца стала широко внедряться в клиническую практику [8]. Учитывая высокую эффективность и относительную безопасность метода постоянной ЭС сердца, в последующие годы постоянная ЭС сердца стала основным методом лечения гемодинамически значимых необратимых брадиаритмий [2, 10, 12, 16-18].

Первые модели ЭКС не отслеживали собственную активность сердца, поэтому работали в асинхронном режиме и проводили стимуляцию желудочков с фиксированной частотой (VVO). Асинхронный режим ЭС сердца допускал интерференцию между ритмом ЭКС и собственным ритмом сердца, что иногда индуцировало желудочковую тахикардию и фибрилляцию желудочков [2, 6, 10, 19]. Так работала первая отечественная ЭКС-2. Продолжительность его работы составляла 2,5–3 года.

В 1965 г. появились первые модели ЭКС, способные определять внутреннюю активность камер сердца и работать в режиме «по требованию» (VVI). Они выключались при возобновлении собственного ритма выше частоты, заданной ЭКС и вновь начинали наносить стимулы при снижении частоты собственного ритма меньше заданной частоты ЭКС [5, 10, 15, 20, 21]. Такой тип устройства требовал соответствующих схем дополнительного усиления ЭКГ и детекцию активаций желудочков и предсердий. В СССР такой аппарат выпускали под названием ЭКС-222 и он неплохо зарекомендовал себя, тем более что срок службы его составлял до 10 лет.

В 70-х гг. прошлого века в технологии производства ЭКС были внедрены большие интегральные схемы, литий-йодные батареи, что позволило расширить технические возможности антиарит-

мических устройств: выполнять перепрограммирование основных параметров стимуляции. Программируемость значительно облегчила ведение больных на протяжении всего срока службы ЭКС. В СССР был выпущен ЭКС следующей модели – однокамерный ЭКС-500 в различных вариантах. ЭКС-500 был надежным и долговечным. Недостатком его явилось отсутствие частотной адаптации и возможность выполнять исключительно однокамерную стимуляцию. Поэтому у некоторых больных правожелудочковая ЭС с сохраненным проведением из желудочков на предсердия могла вызвать синдром кардиостимулятора [7, 9, 10, 20].

Следующее поколение ЭКС позволило сохранить предсердно-желудочковую синхронизацию [21]. Первые устройства работали в режиме VAT, стимулируя желудочки вслед за электрической активностью, выявленной в предсердиях [17, 22]. Для пациентов с АВ блокадой и нормальной функцией САУ такой режим стимуляции существенно улучшал внутрисердечную гемодинамику и качество жизни. Однако ЭКС, работавшие в то время в режиме VAT, не обладали способностью определять желудочковую активность. При появлении желудочковой экстрасистолии ЭС вполне могла осуществляться в уязвимый период желудочков. Для исключения возможных проблем, связанных с ЭКС в режиме VAT, создали более совершенные ЭКС, работавшие в режиме VDD. Недостаток такого режима ЭС заключался в невозможности стимуляции предсердий при отсутствии его активности у больных с различными вариантами синдрома слабости синусового узла.

Современное состояние электрической стимуляции сердца

Поиск методов максимально физиологичной стимуляции сердца является приоритетной задачей современной кардиологии.

Очередным шагом развития устройств для ЭС сердца стало создание ЭКС, обеспечивающих предсердную и желудочковую стимуляцию по требованию (DDD-режим стимуляции). Пейсмекеры этого класса позволяют сохранить предсердно-желудочковую синхронизацию при снижении частоты ритма как предсердий, так и желудочков ниже установленного предела [16, 22]. Недостатком этих ЭКС является ограничение их возможности при хронотропной дисфункции в случае синдрома слабости синоатриального узла (СССУ) вследствие невозможности спонтанного учащения сердечного ритма в ответ на физиологическую нагрузку. Это

потребовало дальнейшего совершенствования систем ЭКС [6, 7].

В следующих моделях ЭКС благодаря включению в электронную систему ЭКС специальных детекторов (сенсоров), улавливающих различные сигналы, отличные от Р волны, увеличивается соответственно и частота ЭС в ответ на нагрузку [11, 18, 22, 23]. Для обозначения частотно-адаптивной функции к соответствующему трехбуквенному коду добавляют позицию IV- R (AAIR, VVIR, VDDR, DDDR и др.).

Выделяют следующие классы сенсоров для автоматической частотной адаптации ЭКС:

- прямые метаболические сенсоры определяют рН центральной венозной крови, насыщение кислородом венозной крови;
- непрямые метаболические сенсоры определяют частоту дыхания, минутную вентиляцию легких, температуру венозной крови, симпатическую активность;
- неметаболические физиологические сенсоры определяют интервал стимул-зубец Т, амплитуду зубца Т, градиент желудочковой деполяризации, ударный объем, сердечный выброс, давление в правом желудочке;
- прямые сенсоры активности – движения, акселерометр, гравиметр.

Появление ЭКС с двумя сенсорами в одном устройстве позволило уменьшить недостатки односенсорного аппарата и добиться оптимальной частоты ритма в любую фазу нагрузки у пациентов с CCCУ [12, 18]. Кроме этого, в моделях ЭКС, работающих в режиме DDD/DDDR, имеется возможность определять наличие у больного наджелудочковой тахикардии. Они автоматически переключаются на другой, безопасный и частотно - приспособляющийся (желудочковый) режим стимуляции (VVIR) – функция switchmode [1, 23]. В результате этого исключается возможность поддержания высокой частоты желудочковых сокращений при наджелудочковой тахикардии.

Современные принципы физиологической стимуляции сердца

В последние десятилетия понятие «физиологическая электрокардиостимуляция» претерпело значительные изменения. Совсем недавно предполагалось, что двухкамерная частотноадаптивная ЭКС в режиме стимуляции DDDR с имплантацией электродов в ушко правого предсердия и верхушку правого желудочка могла считаться физиологической. В последующие годы выявлено отрицатель-

ное влияние стимуляции верхушки правого желудочка на синхронность возбуждения и сокращения желудочков, внутрисердечную гемодинамику. Было замечено, что на фоне преобладания ЭС верхушки правого желудочка чаще развивается ФП и СН. Поэтому сегодня концепция физиологической стимуляции сердца подвергается сомнению по следующим причинам:

1. Клинические исследования пациентов с имплантированными ЭКС, кардиовертерами-дефибрилляторами (ИКД), показали, что при ЭС из верхушки ПЖ нарушается геометрия возбуждения и сокращения желудочков сердца, длительная ЭС может привести к развитию правожелудочковой и межжелудочковой электрической и механической диссинхронии.
2. Правожелудочковая диссинхрония приводит к повышению давления в легочной артерии с последующим развитием правожелудочковой недостаточности.
3. Особенно у больных с исходно нарушенной сократительной функцией левого желудочка частая ЭС из верхушки правого желудочка приводит к межжелудочковой диссинхронии с развитием либо прогрессированием имевшей ранее левожелудочковой недостаточности.

Таким образом, длительная ЭС из верхушки правого желудочка может привести к развитию или прогрессированию СН и появлению фибрилляции предсердий. В целях минимизации развития этих грозных осложнений в современных ЭКС предусмотрено несколько алгоритмов, направленных на уменьшение доли ЭС правого желудочка и/или минимизацию нарушений геометрии возбуждения и сокращения желудочков:

1. Следует выбрать оптимальный режим ЭКС и интервалы АВ задержки, особенно у пациентов с ненарушенным АВ - проведением или преходящей АВ-блокадой. Для этих целей допускается использование длинной АВ-задержки, что минимизирует риск потери ЭС желудочков при возникновении АВ-блокады. А у пациентов с синдромом слабости синусового узла с сохраненной функцией АВ-проведения и при отсутствии преходящей АВ-блокады допускается использование предсердного режима стимуляции (AAIили AAIR) [24].
2. Автоматический поиск спонтанного АВ-

проведения за счет периодического удлинения АВ-проведения (Ventricular Intrinsic Preference, VIP). В основу этого алгоритма положен следующий принцип: если обычная АВ-задержка запрограммирована на длительность 200 мс, а интервал VIP на 100 мс, то АВ-задержка периодически будет удлиняться на интервал VIP, то есть на 100 мс и составлять 300 мс. Вероятность появления собственных желудочковых сокращений при длительности АВ-задержки 300 мс намного выше, чем при 200 мс, что приводит уменьшению доли ЭС желудочков.

3. Режим управления желудочковой стимуляцией («MVRTM»). При включении этого режима происходит автоматическое переключение ЭКС из режима AAI/R в режим DDD/R и обратно в зависимости от наличия или отсутствия спонтанного проведения в АВ-соединении.

При таком алгоритме ЭС желудочков осуществляется только во время появления АВ-блокады. При возобновлении спонтанного проведения в АВ-соединении происходит автоматический переход режима ЭС с DDD/R в режим AAI/R. Этот режим позволяет безопасно в значительной степени снизить процент ЭС желудочков у пациентов с преходящей в АВ-блокадой. Следует отметить, что режим MVP допускает возможность наличия слишком большого АВ интервала и/или потери АВ синхронизации в одном кардиоцикле. При данном более "агрессивном" протоколе минимизации желудочковой стимуляции допускается периодическое появление пауз (до 1-1,5 сек.) в работе сердца с ожиданием появления за это время собственного желудочкового сокращения. Это не является нарушением работы ЭКС, однако, при появлении у пациента симптомов преходящей АВ-блокады этот алгоритм следует отключать [25].

Развитие ЭС сердца неразрывно связано с совершенствованием электродов для ЭКС. При имплантации ЭКС чаще всего используют чрезвенные эндокардиальные электроды, реже – эпикардиальные. В последние годы в основном применяют электроды биполярной конфигурации. В отличие от униполярных биполярные электроды позволяют избежать возникновения миопотенциального ингибирования и стимуляции скелетных мышц. Кроме этого они совместимы с имплантируемыми кардиовертерами-дефибрилляторами.

В последние годы было выявлено, что отрица-

тельным фактором, влияющим на отдаленные результаты постоянной ЭС, является не только нарушение адекватной предсердно-желудочковой синхронизации, но и нарушение адекватной межжелудочковой синхронизации [26, 27]. При ЭС верхушки правого желудочка у больных со сниженной фракцией выброса нередко возникает внутри- и межжелудочковая диссинхрония. В первую очередь она приводит к снижению сердечного выброса за счет некоординированного сокращения желудочков сердца. Благодаря внедрению в клиническую практику эндокардиальных электродов активной фиксации появилась возможность активно фиксировать их для стимуляции в альтернативные области вместо ЭС верхушки правого желудочка. Электроды с активной фиксацией по сравнению с пассивными удаляются значительно легче. Основным недостатком их является нарастание хронического порога стимуляции. Использование электродов со стероидным покрытием в последнее время позволило решить и эту проблему.

При ЭС межжелудочковой перегородки, области пучка Гиса, выводного тракта правого желудочка в отличие от ЭС верхушечной области в меньшей степени возникает правожелудочковая и межжелудочковая диссинхрония [27-29]. Поэтому для улучшения насосной функции сердца в таких случаях используется стимуляция пучка Гиса, левой ножки пучка Гиса. Долгое время ЭС элементов проводящей системы сердца применялась редко из-за технических трудностей имплантации стимуляционного электрода в необходимое место МЖП. В последние годы благодаря появлению новых видов стимуляционных электродов и специальных доставочных устройств стала более реальной в клинических условиях стимуляция как самого пучка Гиса, так и его левой ножки [19].

Преимуществом СПГ по сравнению с другими методами физиологической стимуляции является обеспечение стимуляции всех ветвей пучка Гиса, способствующая минимизации межжелудочковой и внутрижелудочковой диссинхронии, снижению риска таких осложнений как, сердечная недостаточность и фибрилляция предсердий.

Нерешенными проблемами для успешной СПГ являются следующие факторы:

1. Отсутствие четких критериев отбора пациентов с инфрагисальными блокадами.
2. Установление оптимальной ширины комплекса QRS для обеспечения адекватной синхронизации.

3. Проведение клинических исследований для сравнения бивентрикулярной ресинхронизации с ресинхронизацией при СПГ.

Необходимо отметить, что большое влияние на изменение показаний к ЭС сердца наряду с совершенствованием ЭКС и электродов оказали сами способы имплантации приборов. Торакотомия, производившаяся с этой целью в 60-е годы, уступила свое место сначала медиастинотомии с иссечением мечевидного отростка грудины, а затем – чрезвенозной имплантации электродов. Это обезопасило операцию, сделав ее доступной даже для полиморбидных пациентов старше 80–90 лет.

В течение последних десятилетий имплантация электронных устройств увеличилась в геометрической прогрессии. В соответствии с современными рекомендациями по лечению брадиаритмий [30] пациент с ЭКС должен быть осмотрен в кабинете программирования через 3-4 месяца после имплантации ЭКС, далее при отсутствии нарушений работы ЭКС 1 раз в 6-12 месяцев и с более частыми визитами при признаках истощения батареи для определения сроков плановой замены устройства. Частые визиты пациентов в клинику приводит к значительному увеличению рабочей нагрузки. Многие современные имплантируемые электронные устройства способны выполнять тесты в автоматическом режиме, которые ранее проводились вручную программатором. Данные, полученные в автоматическом режиме, можно отправлять лечащему врачу. Это позволяет избежать посещения пациентом клиники, т.е. происходит удаленное наблюдение за пациентом. Существующие сегодня технологии для удаленного мониторинга являются надежными, удобными, а в сочетании с безопасностью для пациентов широко используются в практической медицине. Кроме этого эти технологии позволяют существенно экономить рабочее время лечащих врачей.

Таким образом, качественный скачок в совершенствовании имплантируемых устройств привел к значительному расширению их использования и появлению новых возможностей электротерапии. Так, технологии имплантируемых устройств, помимо терапии брадиаритмий сегодня развиваются по следующим основным направлениям:

- имплантируемые кардиовертеры-дефибрилляторы для электротерапии желудочковых тахиаритмий и профилактики внезапной смерти;
- имплантируемые устройства для лечения сердечной недостаточности.

Создаются также и комбинированные устройства, сочетающие в себе возможности нескольких видов электротерапии.

Сегодня технологическое совершенствование имплантируемых устройств позволяет клиницистам все шире использовать возможности электротерапии в лечении как бради-, так и тахиаритмий, сердечной недостаточности, а также в первичной и вторичной профилактике внезапной смерти [4, 13, 22, 26-29]. Вне зависимости от характера гемодинамически значимой брадисистолии основной задачей постоянной ЭС сердца является восстановление или сохранение адекватной предсердно-желудочковой синхронизации..

Литература

1. Руководство по интервенционной аритмологии. Бокерия Л.А., Ревитшвили А.Ш., Поздняков Ю.М. и др. — М.: ИД «Синергия», 2007.
2. Бредикис Ю.Ю. Электрическая стимуляция сердца в клинической практике. М. Медицина; 1967.
3. Ревитшвили А.Ш. (ред.). Временная электрокардиостимуляция: Руководство. М.: ГЭОТАР – Медиа; 2009.
4. Ревитшвили А.Ш. (ред.). Постоянная электрокардиостимуляция и дефибрилляция в клинической практике. М.: Медпрактика-М; 2007.
5. Bartecchi C.E. Temporary cardiac pacing. Precept Press. Postgraduate Medicine. 1987.
6. Lamas G.A, Lee K, Sweeney M. et al. The Mode Selection Trial (MOST) in sinus node dysfunction: design, rationale, and baseline characteristics of the first 1000 patients. Am Heart J. 2000; 140:541-551.
7. Рекомендации для имплантации электрокардиостимуляторов при брадикардиях. Бокерия Л.А., Ревитшвили А.Ш., Левант А.Д. и др. /Грудная и серд.-сосуд. хир. 1993; 5: 36-43.
8. Григоров С.С., Вотчал Ф.Б., Костылева О.В. Электрокардиограмма при искусственном водителе ритма сердца. М.: Медицина; 1990.
9. Бредикис Ю.Ю., Дрогайцев А.Д., Стирбис П.П. Физиологическая электростимуляция сердца: Обзор. Кардиология 1983; 9: 114-118.
10. Григоров С.С., Вотчал Ф.Б., Костылева О.В. 20-летний опыт применения постоянной эндокардиальной стимуляции сердца. Кардиология 1987; 11: 26-29.
11. Колесников О.Е., Головин В.Г., Ханаков А.И. Результаты многолетнего наблюдения за больными с постоянной электрокардиостимуляцией. ВКН.: Кардиостим-98: Тезисы докладов СПб; 1998. 65.
12. Recommendations for pacemaker prescription for symptomatic bradycardia: report of a working party of the British Pacing and Electrophysiology Group. Br Heart J 1991;66:185-191.
13. Akhtar M., Garan H., Lehmann M.H., Troup P.J. Sudden

- cardiac death: management of high-risk patients. *Ann Intern Med* 1991; 114:499-512.
14. Elmquist R, Senning A. Implantable pacemaker for the heart. In: *Proceeding Section. International conference on medical electronics*. Paris; 1959.
 15. Бельгов В.С., Рихтер А.А., Савельев В.С., Савчук Б.Д. Имплантируемый электрокардиостимулятор. А. с. 169141, 5.04.65 СССР.
 16. Дрогайцев А.Д. Сравнительная оценка различных способов постоянной электростимуляции сердца при брадикардии. *Кардиология* 1990; 2: 5-12.
 17. Дрогайцев А.Д., Полежаев В.В., Алушков М.В. Ретроградная деполяризация предсердий при «Р-синхронизированной» желудочковой электростимуляции сердца. *Кардиология* 1986; 8: 91.
 18. Epstein A, DiMarco J, Ellenbogen K. et al. ACC/AHA/HRS 2008 guidelines for device-based therapy of cardiac rhythm abnormalities: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines. *Circulation* 2008;117:2820-2840.
 19. Mond H.G., Sloman J.G., Edwards R.H. The first pacemaker. *Pace* 1982;5. (2):278-282.
 20. Бредикис Ю.Ю. У истоков электрокардиостимуляции в стране. *Вестн. аритмол.* 1993; 1: 7-14.
 21. Hayes D.L., Barold S.S., Camm A.J. et al. Evolving indications for permanent cardiac pacing: an appraisal of the 1998 American College of Cardiology/American Heart Association Guidelines. *Am. J. Cardiol.* 1998; 82: 1082-1086.
 22. Егоров Д.Ф., Яшин С.М., Домашенко А.А. Физиологическая электрокардиостимуляция желудочков при нарушении атриовентрикулярного проведения. *Грудная и серд.-сосуд. хир.* 1990;4: С. 18-21.
 23. Черкасов В.А., Протопопов В.В., Молодых С.В. Выбор режима защиты двухкамерной электростимуляции сердца от пароксизмальных наджелудочковых тахикардий. *Кардиология* 2003; 4: 43-51.
 24. Mutagaywa R.K., Tumaini B., Chin A. A comparison of AAIR versus DDDR pacing for patients with sinus node dysfunction: a long-term follow-up study. *Cardiovasc J Afr.* 2021;32(1):17-20. doi:10.5830/CVJA-2020-040.
 25. Casavant D.A., Belk P. The Story of Managed Ventricular Pacing. *J Innov Card Rhythm Manag.* 2021;12(8):4625-4632. Published 2021 Aug 15. doi:10.19102/icrm.2021.120804
 26. Лебедев Д.С., Осадчий А.М., Маринин В.А., Пышный М.В. Динамика клинико-функционального статуса пациентов при коррекции брадиаритмий постоянной электрокардиостимуляцией в зависимости от положения желудочкового электрода. *Вестн. аритмол.* 2010; 58: 5-10.
 27. Sweeney M.O., Hellkamp A.S., Ellenbogen K.A. et al. Adverse effect of ventricular pacing on heart failure and atrial fibrillation among patients with normal baseline QRS duration in a clinical trial of pacemaker therapy for sinus node dysfunction. *Circulation* 2003; 107: 2932-2937.
 28. Kimmel M.W., Skadsberg N.D., Byrd C.L. et al. Single-site ventricular and biventricular pacing: investigation of latest depolarization strategy. *Europace* 2007; 9 (12): 1163-1170.
 29. Диденко М.В., Шорохов, К.Н., Хубулава, Г.Г. Современные принципы физиологической электрокардиостимуляции. *Вестн. Аритмол* 2007; 18: 58-65.
 30. Ревшвили А.Ш., Артюхина Е.А., Глезер М.Г. и соавт. Брадиаритмии и нарушения проводимости. Клинические рекомендации 2020. *Российский кардиологический журнал.* 2021; 26(4):4448. doi:10.15829/1560-4071-2021-4448.

Контакты авторов:

Стеклов В.И.

e-mail: vsteklov@yandex.ru

Конфликт интересов: отсутствует