

ЭЛЕКТРИЧЕСКАЯ СТИМУЛЯЦИЯ СЕРДЦА: ИСТОРИЯ, СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ И ПЕРСПЕКТИВА РАЗВИТИЯ

В. Б. Симоненко, В. И. Стеклов

ФГКУ Медицинский учебно-научный клинический центр им. П. В. Мандрыка Минобороны России, Москва

Обзор посвящен историческим аспектам развития как временной так и постоянной электрической стимуляции (ЭС) сердца. Освещены наиболее важные и самые современные технические достижения и концепции электротерапии брадиаритмий. К их числу относятся двухкамерные и частотно-адаптивные системы. Рассмотрены алгоритмы подбора оптимальных режимов ЭС сердца в зависимости от вида брадиаритмии. Рассматриваются современные представления о физиологической ЭС сердца. Представлен собственный опыт авторов по применению режимов ЭС сердца.

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

ELECTRICAL STIMULATION OF THE HEART: HISTORY, CURRENT TRENDS AND PROSPECTS

V.B. Simonenko, V.I. Steklov

P.V. Mandryka Medical Training and Scientific Centre, Russian Ministry of Defense

Part I of this review is devoted to the history of development of temporary and continuous electric stimulation (ES) of the heart. Up-to-date concepts of bradyarrhythmia are considered along with the most important techniques for its management with the use of two-chamber and frequency-adaptive systems. Algorithms for the choice of optimal ES regimes taking account of the type of bradyarrhythmia are discussed. Current concepts of physiological ES of the heart are considered. The authors describe their own experience with the application of ES of the heart.

Key words: electrical stimulation of the heart, electrocardiostimulator, atrioventricular block, bradyarrhythmia, heart rhythm disorder, sick sinus syndrome, atrial fibrillation, frequency-adaptive electrical cardiostimulation, algorithm

Среди большого количества нарушений сердечного ритма (НРС) особое место занимают брадиаритмии, приводящие нередко к развитию тяжелой сердечной недостаточности и внезапной смерти. Фармакологические антиаритмические препараты при гемодинамически значимых брадисистолических формах НРС и проводимости в большинстве случаев неэффективны [1—7]. Так, до внедрения в клиническую практику методов электрической стимуляции (ЭС) сердца ежегодная смертность у больных с приобретенной полной предсердно-желудочковой блокадой превышала 50% [8—14]. В последние десятилетия получены значительные достижения в области ЭС сердца, ставшей одним из важнейших методов восстановления нормального кровообращения у больных с симптомными брадиаритмиями [3, 15—19]. Миллионы людей в настоящее время живы благодаря имплантированным электрокардиостимуляторам (ЭКС) и кардиовертерам-дефибрилляторам.

Целью настоящей публикации являются систематизация сведений по истории электрических методов лечения НРС и проводимости, а также обзор последних научных и клинических разработок в области ЭС сердца.

История временной электрической стимуляции сердца

Начало клинической ЭС сердца обычно связывают с именем американского доктора А. Нуман, который совместно с сотрудниками в 1930 г. начал работу по созданию наружного ЭКС. В 1931 г. он разработал этот прибор, позволявший выполнить ЭС сердца при

помощи трансторакальной иглы. А. Нуман назвал свой аппарат artificial pacemaker — искусственный водитель ритма. Этот термин получил всемирное распространение и признание. В 1932 г., используя созданный пейсмейкер, А. Нуман с сотрудниками сумели в течение 24—48 ч поддерживать жизнь двух пациентов с асистолией. В течение года они выполнили ЭС сердца в 43 случаях при различных брадиаритмиях, однако всего лишь в 14 случаях из 43 этот метод оказался удачным [20]. В те годы отрицательно относились к разработкам по искусственному продлению человеческой жизни, а эксперименты на людях рассматривали как кошунственные вмешательства. Поэтому вследствие наличия большого количества противников «излишней технизации» медицины А. Нуман не торопился делать подробные сообщения о своих исследованиях на пациентах. В своих работах он ссылался на более ранние исследования в этом направлении.

Так, еще 1926 г. в Сиднее в акушерско-гинекологической клинике врачи, пожелавшие остаться неизвестными, успешно реанимировали новорожденного при помощи созданного им электрического прибора. Через 3 года, в 1929 г., М. Lidwill и Е. Booth разработали аппарат для ЭС сердца и представили результаты исследований, которые проводились на мертворожденных младенцах. В одном случае, когда обычные реанимационные мероприятия были безуспешны, ЭС желудочков позволила реанимировать младенца и он выжил [21]. По-видимому, именно этот случай можно считать первым положительным клиническим опытом применения ЭС сердца.

Современная эра ЭС сердца относится к началу 50-х годов XX века. Большой вклад в развитие электрических методов лечения НРС и проводимости сердца (как ЭС сердца, так и дефибрилляции) внес американский врач P. Zoll. В экспериментах на животных, а затем и в клинике он доказал эффективность ЭС желудочков сердца через накожные и чреспищеводные электроды [22].

Серьезным недостатком метода были часто возникающие при ЭС сердца болевые ощущения, ожоги тканей под электродами и вынужденное ограничение подвижности пациента, поэтому методика накожной ЭС сердца не получила широкого распространения. Позднее стали использовать кожные электроды с большей площадью и большей продолжительностью импульсов, позволившие сделать применение электрического разряда менее болезненным.

Дальнейшее развитие метод ЭС сердца получил в 1953 г., когда J. Damman с сотрудниками разработали прибор, способный выявлять спонтанные желудочковые потенциалы, а при их отсутствии наносить импульсы на сердце. Этот принцип работы был положен в основу класса ЭКС, функционирующих «по требованию» и получивших название demand. В последующем они применили методику наружной ЭС сердца в течение 62 ч у больного с полной атриовентрикулярной (АВ) блокадой, возникшей после протезирования клапанов сердца [10, 23].

Через 4 года, в 1957 г., С. Lillehei и соавт. представили разработанный ими портативный прибор, позволяющий осуществлять методику временной ЭС [21]. При развитии синдрома Морганьи—Адамса—Стокса (МАС) авторы выполняли ЭС правого желудочка активным электродом, введенным в миокард правого желудочка пункционно через кожу, а пассивный электрод фиксировали к коже. Они доказали возможность проведения длительной и надежной ЭС сердца при небольшом напряжении импульсов (2—3 В). Основным недостатком этого метода было чрезмерное повышение порога стимуляции.

В 1958 г. S. Furman и G. Robinson [14] впервые осуществили временную ЭС правого желудочка при помощи активного электрода, введенного в правый желудочек через локтевую вену под контролем флюороскопии. ЭС сердца проводили трансвенозным способом без осложнений на протяжении 96 дней [13].

В последующие годы для временной эндокардиальной ЭС стали использовать другие трансвенозные доступы (головная и яремные вены), что позволило увеличивать время ЭС сердца. Так, в 1959 г. J. Schwedel и соавт. [23], используя автономный наружный ЭКС 902М (фирмы Atroniks, США), на протяжении трех лет осуществляли временную эндокардиальную ЭС у 67-летнего больного с постоянной АВ-блокадой высокой степени с клинической картиной рецидивирующих приступов МАС. При временном отключении ЭКС развивалась асистолия. В течение длительного времени ЭС сердца инфекционные осложнения не развились. Постоянный ЭКС был имплантирован через 41 мес временной ЭС сердца.

Советские ученые внесли существенный вклад в развитие ЭС сердца. Сотрудники НИИ экспериментальной хирургической аппаратуры и инструментов Н. С. Джавадян и В. Н. Ростовцев в конце 50-х годов прошлого века разработали наружный стационарный ЭКС с питанием от сети. В дальнейшем они разработали и выпустили серийный выпуск портативного ЭКС-2. В 1961 г. вышла в свет первая монография по ЭС сердца, в которой авторы представили первую успешную временную ЭС в клинике [24].

Большой вклад в развитие этой проблемы внесли сотрудники Каунасского медицинского института, где в 1960 г. был разработан портативный ЭКС (масса 1,5 кг) с автономным источником питания, позволявший проводить как наружную, так и прямую ЭС сердца. Электро-

ды собственной конструкции авторы вводили в сердце как пункционным, так и открытым способом [2, 25].

Таким образом, временная ЭС сердца является методом выбора неотложной терапии при внезапно возникших гемодинамически значимых брадиаритмиях. Это послужило толчком для разработки метода, обеспечивающего постоянную ЭС при хронических брадиаритмиях.

История постоянной электрической стимуляции сердца

Первый ЭКС был разработан шведским инженером R. Elmqvist [26] и имплантирован доктором A. Senning в 1958 г. Эта дата стала точкой отсчета клинического внедрения высокоэффективного и спасающего жизнь метода лечения больных с брадиаритмиями [26].

В СССР первый серийный имплантируемый ЭКС был разработан и имплантирован в 1962 г. в клинике факультетской хирургии II Московского медицинского института им. Н. И. Пирогова В. С. Савельевым под руководством акад. А. Н. Бакулева [9, 27].

В 1966 г. С. С. Григоров в нашей стране впервые выполнил имплантацию эндокардиального электрода через плечеголовную вену. С этого времени постоянная ЭС сердца получила широкое применение в клинической практике [10].

В кратчайшие сроки после начала применения постоянной ЭС сердца было выявлено, что этот метод является относительно безопасным, позволяющим существенно снизить летальность, уменьшить число госпитализаций, устранить симптомы болезни и значительно улучшить качество жизни больных с гемодинамически значимыми брадиаритмиями. Следовательно, постоянная ЭС сердца превратилась в средство выбора при лечении гемодинамически значимых брадисистолических форм НРС и проводимости [2, 16, 18, 28—33].

Учитывая высокую эффективность метода постоянной ЭС сердца, в СССР начали исследования по этому направлению в известных клиниках страны [3, 6, 10, 34, 35].

Первые модели ЭКС не мониторировали собственную активность сердца, поэтому работали в асинхронном режиме (VОО) и проводили стимуляцию желудочков с фиксированной частотой. Асинхронный режим ЭС сердца допускал интерференцию между ритмом ЭКС и собственным ритмом сердца [2, 8, 16, 36]. Так работала первая отечественная модель имплантируемого ЭКС-2, срок действия которого ограничивался 2,5—3 годами. Полная независимость ЭКС от работы сердца создавала много помех при преходящих брадиаритмиях. Интерференция искусственного и собственного ритмов приводила порой к развитию фибрилляции желудочков.

В 1965 г. появились первые модели ЭКС, способные определять собственную деятельность сердца и работать в режиме «по требованию» (VVI), т. е. выключающийся при восстановлении собственного ритма больного и вновь включающийся при отсутствии естественных желудочковых комплексов [7, 16, 25, 27, 37]. Такой тип устройства требовал соответствующих схем дополнительного усиления ЭКГ и детекцию активаций желудочков и предсердий. Эти ЭКС выполняли на дискретных транзисторах, что ограничивало их функциональные возможности. В СССР такой аппарат выпускали под названием ЭКС-222 и он неплохо зарекомендовал себя, тем более что срок службы его составлял до 8—10 лет.

Внедрение в начале 70-х годов XX века интегральных схем обеспечило создание программируемых устройств. Программируемость значительно облегчила ведение больных на протяжении всего срока службы ЭКС. Примерно в то же время благодаря появлению литий-йодных батарей увеличился срок службы ЭКС. В СССР был выпущен пейсмейкер следящей модели — ЭКС-500 в различных вариантах. ЭКС-500 был надежным и долговечным. Не-

Таблица 1. Пятибуквенный код имплантируемых ЭКС, кардиовертеров-дефибрилляторов - КОД NASPE BREL (1987)

Стимулируемая камера	Камера, воспринимающая управляющий сигнал	Вид реакции стимулятора на воспринимаемый сигнал	Программируемость, частотная модуляция	Антитахикардитические функции
0	A	I	0	0
A	V	T	R	P
V	D	D	M	S
D	0	0	C	D (PS)

Примечание. А — предсердие (atrium); V — желудочек (ventricle); D — предсердие и желудочек (dual); 0 — без функции детекции, синхронизирования или программирования (none); T — стимуляция происходит синхронно с сигналом от сердца (triggered); I — стимуляция запрещается сигналом от сердца (inhibited); D — сочетание запрещаемого и триггерного режимов, в предсердии триггерный режим, в желудочке — ингибированный (dual); R — автоматическая подстройка частоты импульсов при физической и эмоциональной нагрузке (rate modulation, rate responsive); M — мультипрограммируемый (multiprogrammable); C — программирование с двусторонней диалоговой связью (communicating); P — антитахикардитическая электрокардиостимуляция (pacing antitachyarrhythmia); S — кардиоверсия, дефибрилляция (shock).

достатком его явились только фиксированная частота ЭС, развитие синдрома кардиостимулятора при ЭС правого желудочка у больных с АВ-блокадой с сохраненной функцией синоатриального узла (САУ) [9, 15, 16, 25, 38].

Следующее поколение ЭКС обеспечило физиологический характер ЭС (режимы VAT, VDD, AAI и DDD) за счет автоматического контроля частоты и/или увеличения степени наполнения желудочков сердца в результате синхронного сокращения предсердий и желудочков [37, 39]. Первые устройства работали в режиме VAT, стимулируя желудочки вслед за электрической активностью, выявленной в предсердиях [30, 41—44]. Для пациентов с АВ-блокадой и нормальной функцией САУ это означало существенное улучшение качества жизни, однако ЭКС, работавшие в то время в режиме VAT, не обладали способностью определять желудочковую активность, поэтому желудочковая экстрасистола вполне могла привести к желудочковой ЭС в уязвимый период. 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 [45].

Современное состояние электрической стимуляции сердца

Сегодня техника ЭС сердца ушла далеко вперед и разработка приборов ведется в основном в двух направлениях: создание двухкамерных (секвенциальных) моделей, при работе которых сохраняется синхронность сокращения предсердий и желудочков, и разработка различных вариантов частотно-зависимых аппаратов, в которых режим ЭС изменяется в зависимости от энергетических потребностей организма. Следовательно, очередным шагом вперед стало создание устройств, обеспечивающих предсердную и желудочковую ЭС по требованию, включаемой волной активации предсердий (DDD). Пейсмекеры этого класса позволяют сохранить предсердно-желудочковую синхронизацию при урежении ритма сердца ниже установленного предела [29, 42, 46]. Недостатком этих ЭКС является ограничение их возможности при хронотропной дисфункции сердца, как правило при синдроме слабости синоатриального узла (СССУ) вследствие невозможности спонтанного учащения сердечного ритма в ответ на физиологическую нагрузку. Это потребовало дальнейшего совершенствования систем ЭКС [8, 9, 47—51].

В последних моделях ЭКС благодаря включению в электронную систему ЭКС специальных детекторов (сенсоров), улавливающих различные сигналы, отличные от Р-волны и увеличивается соответственно частота ЭС в ответ на нагрузку [17, 32, 42, 52—55]. 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 T, амплитуду зубца T, 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 СССУ [18, 32]. 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-приспосабливающийся (желудочковый) режим стимуляции (VVIR) — функция switch mode [1, 55]. В результате этого исключается возможность поддержания высокой частоты желудочковых сокращений при наджелудочковой тахикардии.

Развитие ЭС сердца неразрывно связано с совершенствованием электродов для ЭКС. При имплантации ЭКС чаще всего используют чрезвенные эндокардиальные электроды, реже — эпикардиальные. В последние годы шире 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 отрицательным фактором, влияющим на отдаленные результаты постоянной ЭС, является не только нарушение адекватной предсердно-желудочковой синхронизации, но и нарушение адекватной межжелудочковой синхронизации [56, 57]. 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 с активной фиксацией появилась возможность стимуляции межжелудочковой перегородки, выводного, приточного тракта правого желудочка. При ЭС межжелудочковой перегородки либо выводного тракта правого желудочка в отличие от

Таблица 2. Обновленный единый код ЭКС — номенклатура NBG — NASPE/BPEG (2001)

Позиция буквы в номенклатуре кода				
I	II	III	IV	V
функциональное значение буквы в номенклатуре кода				
Стимулируемая камера	Камера, из которой воспринимается управляющий сигнал	Вид реакции стимулятора на воспринимаемый сигнал	Возможность частотной модуляции	Многокамерная стимуляция
0 — нет	0 — нет	0 — нет	0 — нет	0 — нет
A — предсердия	A — предсердия	T — триггерный	R — модуляция	A — предсердия
V — желудочки	V — желудочки	I — ингибирующий	R — модуляция частоты	V — желудочки
D — обе камеры (A+V)	D — обе камеры (A + V)	D — оба механизма (T + I)		D — обе камеры (A + V)
S — однокамерная (A или V)	S — однокамерная (A или V)			

ЭС верхушечной области в меньшей степени возникает правожелудочковая и межжелудочковая диссинхрония [57—59]. 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.

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 медиастиномии с иссечением мечевидного отростка грудины, а затем — чрезвенозной имплантации электродов. Это обезопасило операцию, сделав ее доступной даже для больных старше 80—90 лет, обремененных массой сопутствующих заболеваний. Следует помнить, что постоянная ЭС сердца не только увеличивает продолжительность жизни больного, но и существенно улучшает качество жизни.

Таким образом, если за долгую историю медицины понятия «хирургия» и «аритмия» были не только несовместимыми, но и взаимоисключающими, то в последние 50 лет хирургия все активнее вмешивается в эту область внутренней медицины. Это обусловлено практической необходимостью и базировалось на достижениях современной клинической электрофизиологии, микроэлектроники, электрохимии, материаловедения.

Для характеристики и классификации имплантируемых ЭКС используется международный буквенный код (табл. 1). В последние годы для обозначения новых моделей ЭКС кардиовертеров-дефибрилляторов стали применять пятибуквенный код, рекомендованный Севе-

роамериканским обществом по электрокардиостимуляции и электрофизиологии (NASPE) и Британской группой электрофизиологов (BPEG).

Буква в позиции I в номенклатуре кода указывает на камеру сердца, из которой поступают стимулированные импульсы, буква в позиции II — камеру, от которой приходят биоэлектрические сигналы к ЭКС. Буква в позиции III — камеру, в которой система ЭКС отвечает на самопроизвольную электрическую активность сердца. Позиция IV характеризует возможности наружного (неинвазивного) программирования работы ЭКС при помощи программаторов, а также наличие в системе ЭКС частотно-адаптивной функции. Буква в позиции V свидетельствует о наличии в системе ЭКС противотаксикардических устройств, включая кардиоверсию или дефибрилляцию.

В 2001 г. рабочими группами NASPE и BPEG предложена обновленная версия пятибуквенного номенклатурного кода для имплантируемых ЭКС (табл. 2).

Как правило, для обозначения вида и режима ЭС сердца используются первые три буквы кода (например, VVI, AAI, DDD), а буква R (позиция IV) используется для обозначения программируемых ЭКС с функцией частотной адаптации сердечного ритма (например, VVIR, AAIR, DDDR). Под частотной адаптацией, или модуляцией, следует понимать способность устройства увеличивать или уменьшать частоту ЭС в пределах запрограммированных величин при активации сенсора нагрузок во время нарастания или прекращения физической активности пациента.

Выбор показаний к имплантации ЭКС требует тщательного анализа НРС и клинической картины основного заболевания у каждого конкретного пациента. Целями постоянной ЭС сердца пациентов с брадисистоличе-

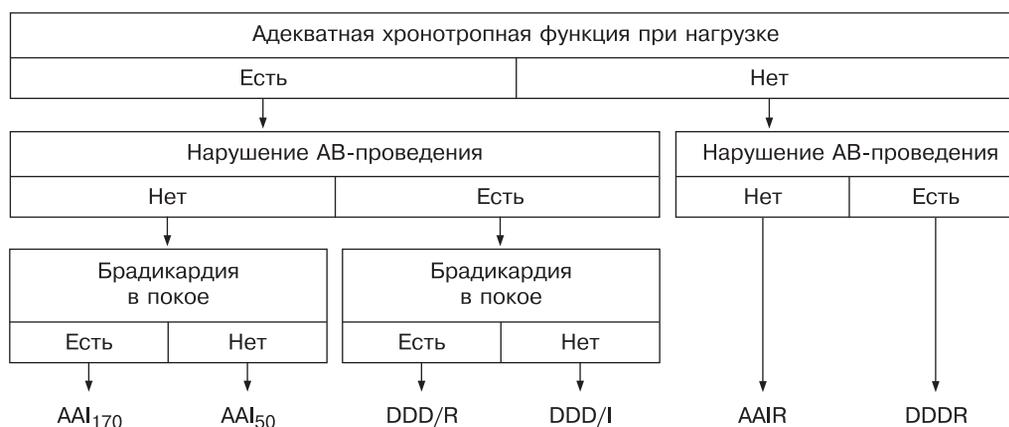


Рис. 1 Выбор режима ЭС при CCSU.



Рис. 2. Выбор режима ЭС при АВ-блокадах.

скими формами аритмий являются не только сохранение жизни больного, но и профилактика внезапной сердечной смерти, увеличение продолжительности жизни, профилактика сердечной недостаточности, тромбоэмболических осложнений, лечение и профилактика НРС, а также повышение работоспособности и улучшение качества жизни пациента.

В 1984 г. Объединенная рабочая группа Американской кардиологической коллегии и Американской ассоциации сердца разработала и предложила показания к применению имплантируемых ЭКС с отражением их в соответствующих практических рекомендациях. В течение последних десятилетий накопилось много новой информации, что потребовало внесения поправок в руководство от 1984 г. В 2009 г. рабочей группой Всероссийского научного общества специалистов по клинической электрофизиологии, аритмологии и кардиостимуляции опубликованы новые пересмотренные и переработанные клинические рекомендации по применению имплантируемых антиаритмических устройств.

Алгоритмы подбора систем для постоянной электрокардиостимуляции

Все показания к ЭС сердца распределены на 3 класса. Первый класс предусматривает условия, при которых, по общему мнению, следует имплантировать постоянные ЭКС или антитахикардические устройства. Показание к имплантации ЭКС становится несомненным при брадикардии, которая вызывает синкопальные состояния, сердечную недостаточность, недостаточность кровоснабжения головного мозга и другие проявления синдрома малого сердечного выброса.

После решения вопроса о необходимости имплантации ЭКС следует выбрать оптимальные режимы постоянной ЭС сердца. В современной кардиологической практике принята концепция физиологической ЭС, ко-

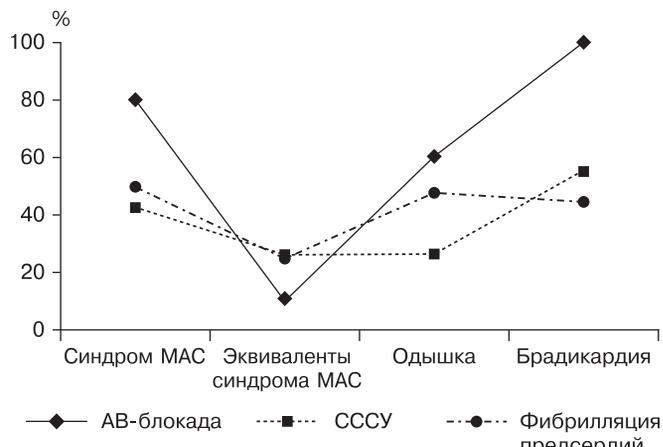


Рис. 3. Клинические проявления брадиаритмии перед имплантацией ЭКС.

Таблица 3. Клиническая характеристика больных

Характер аритмии	Средний возраст, годы ($M \pm m$)	Количество больных	
		абс.	%
АВ-блокада II—III степени	79,3 ± 9,6	6	39,9
СССУ	77,8 ± 7,2	55	35,9
Брадисистолическая фибрилляция предсердий	74,7 ± 12,3	37	24,2
Итого...	77,3 ± 9,4	153	100

торая включает в себя сохранение или восстановление адекватной предсердно-желудочковой синхронизации и уменьшение, при возможности, доли навязанного ЭКС ритма сердца. В настоящее время разработаны и внедрены в повседневную клиническую практику алгоритмы оптимального выбора видов и режимов постоянной ЭС у пациентов с брадиаритмиями.

На рис. 1 представлен алгоритм выбора режимов ЭС у пациентов с CCCU. У пациентов с CCCU без признаков нарушения АВ-проводимости целесообразны однокамерные предсердные системы ЭС. При сохраненной хронотропной функции САУ с изолированными преходящими синоатриальными блокадами и/или посттахикардической депрессией САУ предпочтение следует отдавать однокамерным предсердным системам ЭС в режиме demand (AAI) с низкой базовой частотой ЭС (около 50 в минуту). Если у больного имеется клинически значимая брадикардия в покое с сохраненной хронотропной функцией САУ и АВ-проводимости, то выбор должен быть сделан в пользу системы в режиме AAI с достаточно высокой частотой (более 60 имп/мин), а не в режиме VVI. При признаках хронотропной недостаточности методом выбора является режим AAIR.

При сочетании CCCU с признаками нарушения АВ-проводимости (антеградная точка Венкебаха менее 120 имп/мин) показана имплантация двухкамерных ЭКС. При сохраненной хронотропной функции возможна ЭС режиме DDD. Наличие признаков хронотропной недостаточности у этой категории больных требует имплантации двухкамерных частотно-адаптивных ЭКС в режиме DDDR.

Алгоритм выбора режима стимуляции при нарушениях АВ-проводимости представлен на рис. 2. При АВ-блокаде без CCCU предпочтение необходимо отдавать режиму ЭС сердца DDD. Для нашей страны остается актуальной ситуация с пациентами, у которых при полной АВ-блокаде был установлен ЭКС в режиме ЭС VVI. Для них переход на двухкамерную ЭС, бесспорно, является оптимальным. Если отсутствует ретроградное возбуждение предсердий, то позитивный гемодинамический эффект может дать и система VVIR.

Если АВ-блокада сочетается с CCCU, проявляющимся неадекватным приростом частоты сердечных сокращений в ответ на нагрузку, режим ЭС сердца DDDR (частотно-адаптивная) является методом выбора.

В практической работе определенные сложности возникают при выборе режима ЭС у больных с брадиаритмической формой мерцания предсердий. Основными показаниями к имплантации к ЭКС у этой категории больных являются: снижение частоты желудочковых сокращений в покое ниже критического уровня и неспособность к адекватному приросту частоты ритма при нагрузке. В первом случае оптимальной может явиться система VVI, а частотно-адаптивные системы ЭКС (VVIR) позволяют компенсировать неадекватность частоты сердечных сокращений при нагрузке во втором случае.

При синдроме гиперчувствительности каротидного синуса наиболее эффективным видом является ЭС в ре-

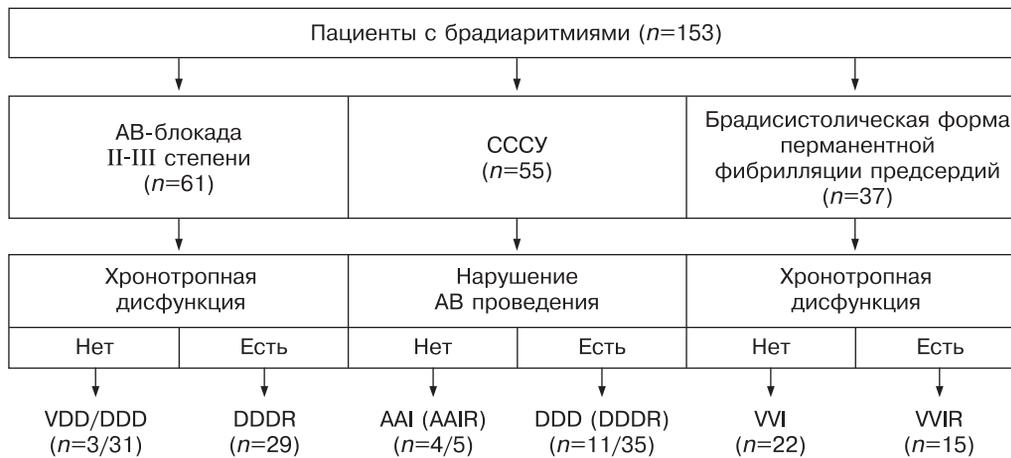


Рис. 4. Режимы постоянной ЭС в зависимости от характера аритмии.

жиме DDI, установленная на низкую частоту включения (≈ 50 имп/мин) с использованием функции гистерезиса. ЭС в режиме AAI в подобных ситуациях менее целесообразна, так как наряду с подавлением синусового ритма у больных может развиваться преходящая АВ-блокада.

Клинический опыт рентгенохирургического отделения интервенционной аритмологии и кардиостимуляции ФГКУ «МУНКЦ им. П. В. Мандрыка» можно рассматривать как свидетельство справедливости приведенных алгоритмов выбора способов и режимов ЭС при различных брадиаритмиях. С 2007 г. по настоящее время у 153 больных с клинически значимыми брадиаритмиями выполнена первичная имплантация ЭКС. Среди оперированных было 107 (69,9%) мужчин (средний возраст $79,4 \pm 7,9$ года) и 46 (30,1%) женщин (средний возраст $75,7 \pm 10,6$ года). Клиническая характеристика больных представлена в табл. 3.

Как видно из табл. 3, больные были в основном пожилого и старческого возраста. У 61 (39,0%) больного имелась АВ-блокада II—III степени, у 55 (39,5%) больных диагностировалась СССАУ, у 37 (24,2%) — брадисистолическая форма перманентной фибрилляции предсердий.

Основными клиническими симптомами аритмии до имплантации ЭКС явились синдром МАС и брадикардия. Кроме того, значительное число пациентов жаловались на одышку в покое и при незначительных физических нагрузках. Эквиваленты синдрома МАС в виде периодического головокружения, немотивированной общей слабости, предобморочных состояний возникали у 15—25% больных (рис. 3).

Режимы постоянной ЭС, использованные в клинике, представлены на рис. 4.

Выбор режима ЭС в каждом конкретном случае основывался на принятой в кардиологической практике концепции физиологической ЭС сердца [59]. В основе этой концепции лежит необходимость сохранения или

восстановления АВ-синхронизации и уменьшение, по-возможности, доли стимулированных комплексов сердца, в первую очередь верхушки правого желудочка. Кроме того, при принятии решения о выборе вида ЭС сердца нами учитывалась хронотропная функция. При наличии хронотропной дисфункции имплантировали частотно-адаптивные режимы постоянной ЭС сердца с целью обеспечения адекватной адаптации сердечного ритма к нагрузке.

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

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

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 тахикардий, сердечной недостаточности, а также в первичной и вторичной профилактике внезапной смерти [5, 19, 42, 56—61]. Вне зависимости от характера гемодинамически значимой брадисистолии основной задачей постоянной ЭС сердца является восстановление или сохранение адекватной предсердно-желудочковой синхронизации.

Сведения об авторах:

ФГКУ Медицинский учебно-научный клинический центр им. П. В. Мандрыка, Москва

Симоненко Владимир Борисович — д-р мед наук., проф., начальник центра.

Стеклов Владимир Иванович — канд. мед. наук, гл. аритмолог Минобороны, начальник рентгенохирургического отделения (интервенционной аритмологии и электрокардиостимуляции).

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. Кушаковский М. С. Аритмии сердца. СПб.: Фолиант; 1998.
5. Ревитшвили А. Ш. (ред.). Постоянная электрокардиостимуляция и дефибриляция в клинической практике. М.: Медпрактика-М; 2007.
6. Ратнер Г. Л. (ред.). Электротерапия сердечных аритмий. Куйбышев; 1976.
7. Bartecchi C. E. Temporary cardiac pacing. Precept Press. Postgraduate Medicine 1987.
8. 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.
9. Рекомендации имплантации электрокардиостимуляторов при брадикардиях / Бокерия Л. А., Ревитшвили А. Ш., Левант А. Д. и др. Грудная и серд.-сосуд. хир. 1993; 5: 36—43.
10. Григоров С. С., Вогчал Ф. Б., Костылева О. В. Электрокарди-

- грамма при искусственном водителе ритма сердца. М.: Медицина; 1990.
11. **Егоров Д. Ф., Гордеев О. Л.** Естественное течение полной атриоventрикулярной блокады. Тер. арх. 1991; 9: 50—52.
 12. **Королев Б. А., Каров В. В., Медынский Е. М.** Осложнения и выживаемость больных при электрокардиостимуляции. Вест. хир. 1990; 5: 15—20.
 13. **Furman S., Robinson G.** The use of an intracardiac pacemaker in the correction of total heart block. Surg. Forum 1958; 9 (1): 245.
 14. **Ардашев В. Н., Ардашев А. В., Стеклов В. И.** Лечение нарушений сердечного ритма. 2-е изд. М.: Медпрактика-М; 2005.
 15. **Бредикис Ю. Ю., Дрогайцев А. Д., Стирбис П. П.** Физиологическая электростимуляция сердца: Обзор. Кардиология 1983; 9: 114—118.
 16. **Григоров С. С., Вотчал Ф. Б., Костылева О. В.** 20-летний опыт применения постоянной эндокардиальной стимуляции сердца. Кардиология 1987; 11: 26—29.
 17. **Колесников О. Е., Головин В. Г., Ханаков А. И.** Результаты многолетнего наблюдения за больными с постоянной электрокардиостимуляцией. В кн.: Кардиостим-98: Тезисы докладов. СПб; 1998. 65.
 18. 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.
 19. **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.
 20. **Hyman A. S.** Resuscitation of the stopped heart by intracardial therapy. II. Experimental use of an artificial pacemaker. Arch. Intern. Med. 1932; 50: 283—305.
 21. **Thalen H. J. Th.** History of cardiac pacing. In: Thalen H., Meere C. S., eds. Fundamentals of cardiac pacing. The Hague: Martinus Nijhoff Publishers; 1979. 14—18.
 22. **Zoll P. M.** Resuscitation of the heart in ventricular standstill by external electric stimulation. N. Engl. J. Med. 1952; 247: 768—771.
 23. **Schwedel J. B., Furman S., Escher D. J. W.** Use of an intracardiac pacemaker in the treatment of Stokes—Adams seizures. Progr. Cardiovasc. Dis. 1960; 3 (2): 170—177.
 24. **Бабский Е. Б., Ульянинский Л. С.** Электрическая стимуляция сердца. М.: Медицина; 1961.
 25. **Бредикис Ю. Ю.** У истоков электрокардиостимуляции в стране. Вестн. аритмол. 1993; 1: 7—14.
 26. **Elmqvist R., Senning A.** Implantable pacemaker for the heart. In: Proceeding Section. International Conference on Medical Electronics. Paris; 1959.
 27. **Бельгов В. С., Рихтер А. А., Савельев В. С., Савчук Б. Д.** Имплантируемый электрокардиостимулятор. А. с. 169141, 5.04.65 СССР.
 28. **Савельев В. С., Костенко И. Г., Савчук Б. Д.** Блокада сердца. М.: Медицина; 1967.
 29. **Дрогайцев А. Д.** Сравнительная оценка различных способов постоянной электростимуляции сердца при брадикардии. Кардиология 1990; 2: 5—12.
 30. **Дрогайцев А. Д., Полежаев В. В., Алушков М. В.** Ретроградная деполяризация предсердий при “Р-синхронизированной” желудочковой электростимуляции сердца. Кардиология 1986; 8: 91.
 31. **Lagergren H.** How it happened: my recollection of early pacing. Pace 1978; 1 (1): 140—143.
 32. **Erstein 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.
 33. **Hayes D. L., Naccarelli G. V., Furman S.** et al. Report of the NASPE policy conference on training requirements for permanent pacemaker selection, implantation, and follow-up. Pace 1994; 17: 6—12.
 34. **Пекарский В. В.** Управление ритмом сердца с помощью электрической стимуляции парными, тройными и кардиосинхронизированными импульсами: Автореф. дис. ... д-ра мед. наук. Томск; 1971.
 35. **Поляков В. П.** Клинические аспекты применения парной стимуляции сердца. Клин. мед. 1973; 3: 87—90.
 36. **Mond H. G., Sloman J. G., Edwards R. H.** The first pacemaker. Pace 1982; 5 (2): 278—282.
 37. **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.
 38. **Бредикис Ю. Ю., Стирбис П. П., Дрогайцев А. Д.** Синдром кардиостимулятора. Кардиология 1988; 2: 104—106.
 39. **Ахмедов Ш. Д., Гимрих Э. О., Волкова Т. Г.** Осложнения электрокардиостимуляции в режиме VVI у больных с синдромом слабости синусового узла в отдаленном периоде. Кардиология 1988; 2: 28—31.
 40. **Gregoratos G., Cheitlin M. D., Conill A.** et al. ACC/AHA guidelines for implantation of cardiac pacemakers and antiarrhythmia devices. A report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (ACC/AHA/NASPE Committee on Pacemaker Implantation). Circulation 2002; 97: 1325—1335.
 41. **Григоров С. С., Вотчал Ф. Б., Костылева О. В.** Физиологическая электростимуляция сердца (применение различных типов имплантируемых стимуляторов, показания и противопоказания). Кардиология 1986; 4: 99—102.
 42. **Егоров Д. Ф., Яшин С. М., Домашенко А. А.** Физиологическая электрокардиостимуляция желудочков при нарушении атриоventрикулярного проведения. Грудная и серд.-сосуд. хир. 1990; 4: 18—21.
 43. **Bernstein A. D., Camm A. J., Eletcher R. D.** et al. The NASPE/BPEG generic pacemaker code for antibradyarrhythmia and adaptive-rate pacing and antitachyarrhythmia devices. Pace 1987; 10: 794—799.
 44. **Макеев В. В., Тумилович Б. В., Лученок А. И.** Применение различных режимов постоянной стимуляции сердца при брадиаритмиях. В кн.: Кардиостим-98: Тезисы докладов. СПб.; 1998. 64.
 45. **Rosenthal E., Bostock J., Qureshi S.** et al. Single pass VDD pacing in children and adolescents. Pace 1997; 20: 1975—1982.
 46. **Furman S., Hurzeler Ph., De Caprio V.** The ventricular endocardial electrogram and pacemaker sensing. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 1977; 73: 258—266.
 47. **Кольк Р. А., Лаане П. Г.-Э., Роозе И. Н.** Отдаленные результаты постоянной предсердной электростимуляции при синдроме слабости синусового узла. Кардиология 1994; 7: 5—7.
 48. **Егоров Д. Ф., Домашенко А. А.** Опыт первых 100 операций постоянной электростимуляции сердца при синдроме слабости синусового узла: достижения, проблемы, перспективы. Тер. арх. 1989; 1: 61—63.
 49. **Искендеров Б. Г., Латышев Д. С.** Течение и исходы синдрома слабости синусового узла на фоне постоянной электрокардиостимуляции. Кардиология 1999; 11: 27—30.
 50. **Fraser J. D., Gillis A. M., Irwin M. E.** et al. Guidelines for pacemaker follow-up in Canada: a consensus statement of the Canadian Working Group on Cardiac Pacing. Can. J. Cardiol. 2000; 16: 355—376.
 51. **Камшилова Е. А.** Клинико-электрокардиографические сопоставления при многолетней кардиостимуляции у лиц с постоянной и транзиторной поперечной блокадой сердца. Кардиология 1994; 9: 12—15.
 52. **Бокерия Л. А., Ревшвили А.Ш.,** и др. Клинические рекомендации по проведению электрофизиологических исследований, катетерной абляции и применению имплантируемых антиаритмических устройств. М.: Асконлайн; 2009.
 53. **Ковалев С. А., Кузнецов А. И., Ливенцев В. В.** Использование физиологической и частотно-адаптивной кардиостимуляции в лечении различных видов брадиаритмий. В кн.: Кардиостим-98: Тезисы докладов. СПб.; 1998. 67.
 54. **Чазов Е. И., Голицын С. П.** (ред.) Руководство по нарушениям ритма сердца. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2008.
 55. **Черкасов В. А., Протопопов В. В., Молодых С. В.** Выбор режима защиты двухкамерной электростимуляции сердца от пароксизмальных наджелудочковых тахикардий. Кардиология 2003; 4: 43—51.
 56. **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.
 57. **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.
 58. **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.
 59. **Диденко М. В., Шорохов К. Н., Хубулава Г. Г.** Современные принципы физиологической электрокардиостимуляции. Вестн. аритмол. 2007; 18: 58—65.
 60. **Гуков А. О., Жданов А. М.** Возможности постоянной кардиостимуляции в профилактики фибрилляции и трепетания предсердий. Вестн. аритмол. 2000; 16: 78—84.
 61. **Klein H., Auricchio A., Reek S.** et al. New primary prevention trials of sudden cardiac death in patients with left ventricular dysfunction: SCD-HEFT and MADIT-II. Am. J. Cardiol. 1999; 83: 91D—97D.

Поступила 29.11.11