

Глава
26**ПОСТОЯННАЯ
ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯЦИЯ:
ПОКАЗАНИЯ К ПРОВЕДЕНИЮ, ВИДЫ,
РЕЖИМЫ И ВРЕМЕННЫЕ ИНТЕРВАЛЫ***А.О. Джанджгава, Д.Ф. Егоров, А.В. Ардашев*

Вопросы, связанные с лечением нарушений ритма сердца, являются одними из самых сложных в кардиологической практике. По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) каждый третий больной с сердечно-сосудистыми заболеваниями страдает нарушениями сердечного ритма. В структуре патологии сердечного ритма значительное место занимают брадисистолические формы нарушений ритма сердца и проводимости. Постоянная эндокардиальная электрокардиостимуляция (ЭКС) является эффективным и наиболее широко используемым методом лечения гемодинамически значимых брадисистолических форм нарушений ритма сердца и проводимости. По данным мировой литературы потребность в имплантации систем для постоянной электрокардиотерапии составляет 800–900 человек на 1 млн населения в год.

**ПОКАЗАНИЯ К ПОСТОЯННОЙ ЭКС
У ПАЦИЕНТОВ С
БРАДИСИСТОЛИЧЕСКИМИ ФОРМАМИ
НАРУШЕНИЙ РИТМА СЕРДЦА И
ПРОВОДИМОСТИ**

В настоящее время общепризнанными являются рекомендации к проведению постоянной электрокардиостимуляции, разработанные Американским колледжем кардиологов (АСС) и

Американской ассоциацией сердца (АНА) в 2002 г. Рекомендации по имплантации электрокардиостимуляторов выполнены в стандартной форме АСС/АНА (табл. 26.1).

Доказательность считается *наивысшей* (класс А) при наличии данных большого количества рандомизированных клинических исследований, *средней* (класс В) при ограниченном количестве рандомизированных и нерандомизированных исследований или данных публикаций в медицинской литературе. *Низший* класс (С) относится к рекомендациям, основанием для которых служило мнение экспертов.

**Показания к постоянной ЭКС
при приобретенных нарушениях
АВ-проводимости у взрослых**

Нарушение атриовентрикулярного проведения заключается в замедлении или полном прекращении проведения между предсердиями и желудочками, что отражается на ЭКГ увеличением интервала PQ или отсутствием комплекса QRS после зубца P. Атриовентрикулярная блокада подразделяется по степени выраженности на АВ-блокаду I степени, АВ-блокаду II степени и АВ-блокаду III степени. По анатомическому уровню нарушения атриовентрикулярной проводимости АВ-блокады подразделяются на супра-, интра- и инфрагисисальные.

Таблица 26.1

Классификация степени доказательности показаний к выбору метода лечения

Класс показаний	Комментарии
Класс I	Положения, признанные абсолютно доказанными и/или в отношении которых существует единодушие о пользе и эффективности (той или иной диагностической процедуры или метода лечения)
Класс II	Положения, в отношении которых имеются противоречивые свидетельства и/или нет единодушия относительно их пользы и эффективности (диагностической процедуры или метода лечения)
Класс IIa	Преобладают доказательства или мнения в пользу той или иной диагностической процедуры или метода лечения
Класс IIb	Польза и эффективность диагностической процедуры или метода лечения менее обоснованы доказательствами и мнением экспертов
Класс III	Положения, в отношении которых признано абсолютно доказанным и/или имеется общее единодушие, что данная диагностическая процедура или метод лечения не является полезным и эффективным, а в некоторых случаях может принести вред

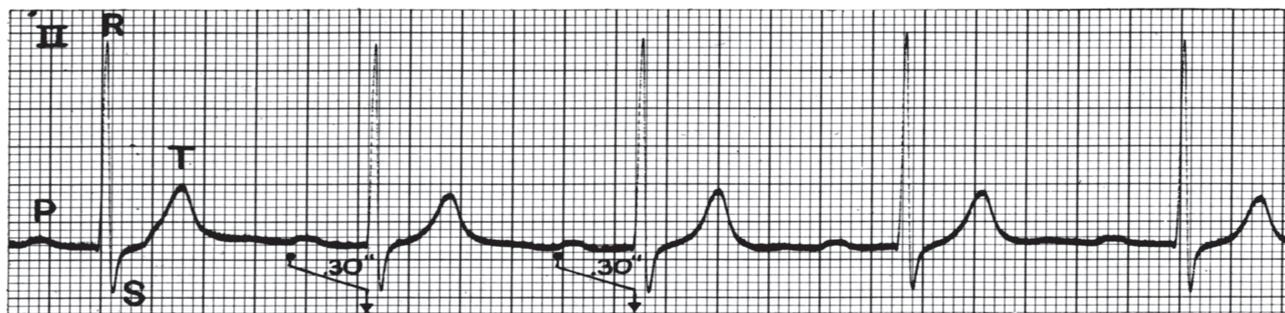


Рис. 26.1. АВ-блокада I степени

АВ-блокада I степени определяется как аномальное удлинение PQ-интервала (более 210–220 мс). В экспериментальных работах было показано, что увеличение времени может быть результатом замедления АВ-проведения в пределах предсердия, АВ-узла и/или системы Гиса–Пуркинье (рис. 26.1) [60–62].

АВ-блокада II степени подразделяется на два типа: Мобит I и Мобит II. Для АВ-блокады II степени типа Мобит I (с периодикой Венкебаха) характерно прогрессивное удлинение интервала PQ до возникновения блокирования проведения. Максимальный прирост интервала PQ отмечается между первым и вторым сокращением в цикле Венкебаха. Интервал PQ имеет наибольшую продолжительность в сокращении, предшествующем блокированию АВ-проведения, и наименьшую – после выпавшего комплекса QRS. В большинстве случаев данный вид блокады ассоциируется с узким комплексом QRS. Многие авторы указывают на тот факт, что в 70–75% случаев нарушения АВ-проводимости при блокаде типа Мобит I локализуется в атриоventрикулярном узле и в 25–30% случаев – в системе пучка Гиса (рис. 26.2) [48, 50].

При АВ-блокаде II степени типа Мобит II интервалы PQ до и после блокирования проведения имеют фиксированную продолжительность. Для данного типа АВ-блокады в большинстве случаев характерен широкий комплекс QRS. Расширение комплекса QRS (более 120 мс) отмечается у 65% пациентов с блокадой типа Мобит II и у

35% остается нормальным [48]. По мнению большинства авторов, нарушения АВ-проводимости при АВ-блокаде II степени типа Мобит II локализуются в системе Гиса–Пуркинье (в 35% случаев на уровне пучка Гиса и в 65% случаев в дистальной части системы Гиса–Пуркинье) [44, 45, 47, 50]. Согласно общепризнанному мнению АВ-блокада II степени типа Мобит II (с учетом локализации нарушения атриоventрикулярного проведения) имеет неблагоприятное течение и зачастую прогрессирует в полную поперечную блокаду. При АВ-блокаде II степени с проведением 2:1 она не может быть классифицирована на первый или второй тип, однако о типе блокады можно косвенно судить по ширине комплекса QRS (рис. 26.3).

При III степени АВ-блокады атриоventрикулярное проведение отсутствует полностью, при этом нарушения проводимости могут локализоваться на трех уровнях атриоventрикулярного соединения. По данным ряда исследований нарушения АВ-проводимости при полной поперечной блокаде встречаются в атриоventрикулярном узле от 16 до 25% случаев, в пучке Гиса – от 14 до 20% и в ножках пучка Гиса – от 56 до 68% случаев (рис. 26.4) [23, 44, 45, 50].

Для определения показаний к постоянной электрокардиотерапии при нарушениях атриоventрикулярной проводимости необходимо оценивать наличие или отсутствие клинических проявлений брадикардии (гемодинамическая значимость АВ-блокады), а также анатомичес-

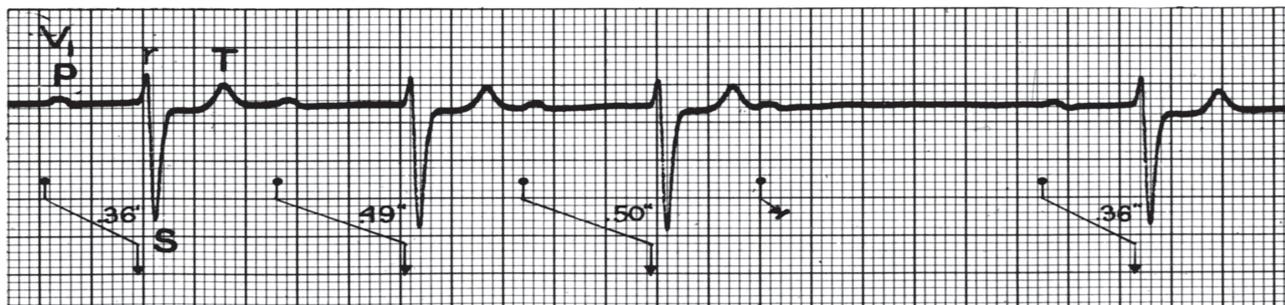


Рис. 26.2. АВ-блокада II степени типа Мобит I

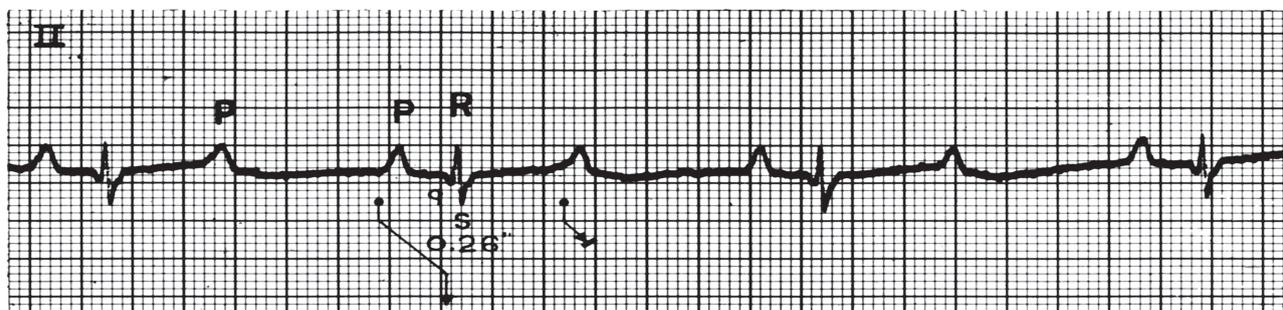


Рис. 26.3. АВ-блокада II степени типа Мобиц II

кий уровень и обратимость нарушения атрио-вентрикулярной проводимости.

Пациенты с нарушениями АВ-проводимости могут быть асимптомными или предъявлять жалобы, обусловленные гемодинамически значимой брадикардией, гемодинамической значимостью желудочковых аритмий или их сочетанием. В последнем варианте следует говорить о *синдроме тахикардии-брадикардии* (тахи-бради) из-за брадиаритмической реализации синусового ритма вследствие АВ-блокады и тахикардической желудочковой составляющей. Решение о необходимости имплантации электрокардиостимулятора зависит от наличия или отсутствия симптомов, непосредственно связанных с брадикардией. Наиболее характерными являются жалобы на общую слабость, быструю утомляемость, наличие пре- и синкопальных состояний, а также на развернутые приступы Морганьи–Адамса–Стокса. Гемодинамическая значимость брадикардии может выражаться в прогрессии клинических проявлений сердечной недостаточности и/или снижении толерантности к физической нагрузке.

В случае отсутствия очевидной клинической симптоматики решающее значение для определения показаний к ЭКС имеет анатомическая локализация уровня нарушения АВ-проводимости (уточняется в ходе проведения эндокардиального электрофизического исследования (ЭФИ)). В настоящее время общепризнанным является тот факт, что дистальные (интра- и инфрагиссаль-

ные) блокады прогностически значительно неблагоприятнее проксимальных (супрагиссальных). АВ-блокада I степени чаще локализована проксимально, однако при наличии клинических проявлений (предобморочные и обморочные состояния) следует уточнить уровень блокады. Показанием к ЭКС является удлиненный интервал Н-V > 100 мс (дистальная АВ-блокада – по данным ЭФИ). АВ-блокада II степени с периодической Венкебаха (тип Мобиц I) чаще имеет проксимальный уровень локализации, и при бессимптомном течении заболевания имплантация ЭКС не требуется. АВ-блокада II степени типа Мобиц II, АВ-блокада высоких градаций, АВ-блокада III степени чаще имеют дистальную локализацию и даже при бессимптомном течении заболевания абсолютно показана имплантация ЭКС.

Для определения показаний к имплантации электрокардиостимулятора также необходимо определить обратимость нарушений атрио-вентрикулярной проводимости. Нарушения АВ-проводимости могут быть обусловлены водно-электролитными, вегетативно-вагусными и нейрогуморальными факторами. В данных случаях АВ-блокады могут быть устранены коррекцией обратимых причин. Некоторые заболевания (например, болезнь Лайма) или патологические процессы (гиперваготония вследствие известных и предотвратимых факторов, периоперационные АВ-блокады вследствие гипотермии или отека в области АВ-узла после хирургического

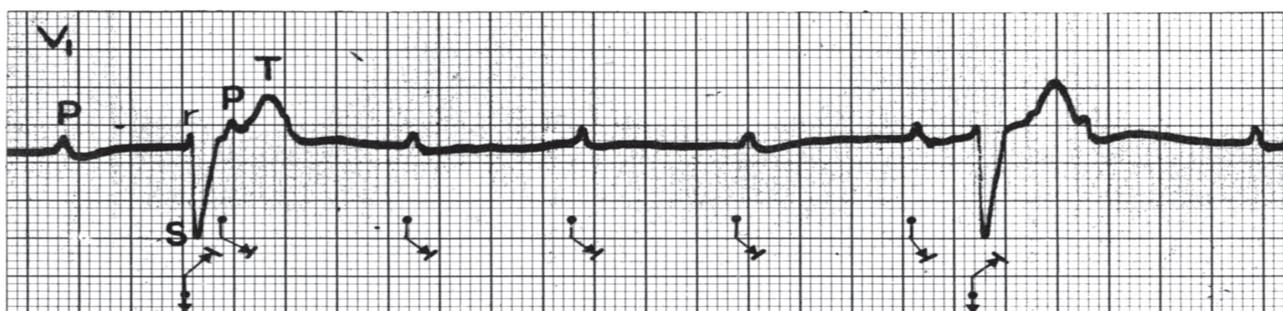


Рис. 26.4. АВ-блокада III степени

вмешательства в данной зоне) могут иметь спонтанное разрешение и не являться показанием к постоянной электрокардиотерапии. Также отдельно необходимо обсуждать показания к имплантации ЭКС у пациентов с АВ-блокадами при остром инфаркте миокарда и с врожденными нарушениями АВ-проводимости. Постоянная электрокардиостимуляция показана в случае, когда нарушения атриовентрикулярной проводимости носят постоянный характер и не устранимы временной электрокардиостимуляцией или медикаментозной терапией.

Рекомендации по постоянной электрокардиостимуляции при приобретенных нарушениях АВ-проводимости у взрослых

Класс I:

1. АВ-блокада III степени и далеко зашедшая АВ-блокада II степени на любом анатомическом уровне, связанная с любым из следующих условий:

а) симптомная брадикардия (включая сердечную недостаточность) предположительно вследствие АВ-блокады;

б) аритмия или другие медицинские обстоятельства, требующие назначения лекарственных препаратов, вызывающих симптомную брадикардию;

в) документированные периоды асистолии, продолжительность которых превышает или равна 3,0 с или любой выскальзывающий ритм менее 40 уд/мин при пробуждении, у асимптомных пациентов;

г) состояние после катетерной радиочастотной абляции АВ-соединения (нет исследований по оценке исхода без ЭКС, стимуляция всегда планируется в данных ситуациях, за исключением процедуры модификации АВ-соединения);

е) АВ-блокада после кардиохирургических вмешательств, когда не ожидается ее спонтанное разрешение;

ф) нейромышечные заболевания в сочетании с АВ-блокадой, такие как миотоническая мышечная дистрофия, синдром Каернс-Сейре, дистрофия Эрба (опоясывающая) и перонеальная мышечная атрофия, с симптомами или без них, так как возможно непредвиденное ухудшение АВ-проводимости.

2. АВ-блокада II степени вне зависимости от типа и уровня поражения при сочетании с симптомной брадикардией.

Класс IIa:

1. Асимптомная АВ-блокада III степени на любом анатомическом уровне со средней частотой желудочкового ритма при пробуждении 40 уд/мин или более, особенно при наличии кар-

диомегалии или дисфункции левого желудочка сердца.

2. Асимптомная АВ-блокада II степени типа Мобиц II с узким комплексом QRS (когда при АВ-блокаде II степени типа Мобиц II имеется широкий комплекс QRS, класс рекомендации становится первым).

3. Асимптомная АВ-блокада I степени на интра- или инфрагиссиальном уровне, выявленная при электрофизиологическом исследовании, проведенном по другому поводу.

4. АВ-блокада I или II степени с симптоматикой, сходной с синдромом ЭКС.

Класс IIb:

1. Значимая АВ-блокада I степени (PQ более 300 мс) у пациентов с дисфункцией левого желудочка сердца и симптомами застойной сердечной недостаточности, у которых укороченная АВ-задержка приводит к улучшению гемодинамики предположительно за счет снижения давления наполнения левого предсердия.

2. Нейромышечные заболевания, такие как миотоническая мышечная дистрофия, синдром Каернс-Сейре, дистрофия Эрба (опоясывающая) и перонеальная мышечная атрофия, с любой степенью АВ-блокады, симптоматичная или нет, так как возможно непредвиденное ухудшение АВ-проводимости.

Класс III:

1. Асимптомная АВ-блокада I степени.

2. Асимптомная АВ-блокада I степени на супрагиссиальном уровне (уровень АВ-узла) или при отсутствии данных об интра- или инфрагиссиальном уровне блока.

3. Ожидаемое разрешение АВ-блокады и/или малая вероятность ее рецидива (например, токсическое действие лекарств, болезнь Лайма, гипоксия при апноэ во время сна в отсутствии симптоматики).

Показания к постоянной ЭКС при хронической бифасцикулярной и трифасцикулярной блокаде

При бифасцикулярной блокаде имеются ЭКГ-признаки нарушения проводимости ниже атриовентрикулярного узла в двух ветвях правой и левой ножек пучка Гиса. Для трифасцикулярной блокады характерным является нарушение проводимости во всех трех ветвях ножек пучка Гиса. Этот термин может быть также использован при описании АВ-блокады I степени в сочетании с бифасцикулярным блоком проведения. Альтернирующая блокада ножек пучка Гиса (билатеральная блокада) относится к ситуациям, при которых по данным ЭКГ регистрируются нарушения проводимости во всех трех ветвях ножек пучка Гиса последо-

вательно или в разное время. Например, блокада правой ножки в сочетании с блокадой передней ветви левой ножки пучка Гиса на одной ЭКГ и с блокадой задней ветви левой ножки на другой. Альтернирующая блокада ножек пучка Гиса соответствует критериям трифасцикулярного блока проведения.

Бифасцикулярная или трифасцикулярная блокада в сочетании с преходящими нарушениями АВ-проводимости высокой степени является абсолютным показанием к постоянной электрокардиостимуляции даже при отсутствии клинических проявлений. В настоящее время доказано, что пациенты данной категории ассоциируются с высоким уровнем летальности и значительным риском внезапной сердечной смерти.

У пациентов с би- или трифасцикулярными блокадами часто отмечаются синкопальные состояния. Основными причинами синкопальных состояний у данных пациентов могут быть преходящие нарушения атриовентрикулярной проводимости высокой степени. Эти больные имеют также высокий риск развития пароксизмальных желудочковых нарушений ритма сердца. Для уточнения генеза синкопальных состояний целесообразно проведение ЭФИ. Если у пациентов с би- и трифасцикулярными блокадами имеются синкопальные состояния неясного генеза или необходимо проведение медикаментозной терапии, которая может привести к развитию АВ-блокады, показано проведение постоянной профилактической электрокардиотерапии.

Важным моментом в определении показаний к постоянной ЭКС у пациентов с хроническими би- и трифасцикулярными блокадами является продолжительность интервала Н-V, установленная при эндокардиальном ЭФИ. При удлинении интервала Н-V до 100 мс и более постоянная ЭКС показана даже у асимптомных пациентов с хроническими бифасцикулярными и трифасцикулярными блокадами.

Рекомендации по постоянной электрокардиостимуляции при хронической бифасцикулярной и трифасцикулярной блокаде

Класс I:

1. Преходящая АВ-блокада III степени.
2. АВ-блокада II степени типа Мобитц II.
3. Альтернирующая блокада ножек пучка Гиса.

Класс IIa:

1. Синкопальные состояния при недоказанной связи с АВ-блокадой, когда другие их причины исключены, в особенности желудочковая тахикардия.

2. Случайно выявленное при электрофизиологическом исследовании значительное удлинение интервала Н-V (более 100 мс) у асимптомных пациентов.

3. Случайно выявленный при электрофизиологическом исследовании нефизиологический инфрагисальный блок, вызванный стимуляцией.

Класс IIb:

1. Нейромускулярные заболевания, такие как миотоническая мышечная дистрофия, синдром Каернс-Сауге, дистрофия Эрба (опоясывающая) и перинеальная мышечная атрофия, с любой степенью фасцикулярной блокады, с симптоматикой или без, так как возможно непредвиденное ухудшение атриовентрикулярного проведения.

Класс III:

1. Фасцикулярная блокада без АВ-блокады и клинической симптоматики.
2. Асимптомная фасцикулярная блокада в сочетании с АВ-блокадой I степени.

Показания к постоянной ЭКС при атриовентрикулярных блокадах при остром инфаркте миокарда

При возникновении симптоматической брадикардии, обусловленной нарушением атриовентрикулярной проводимости в остром периоде инфаркта миокарда, некурабельной медикаментозно, показано проведение временной эндокардиальной ЭКС. Данный вид электрокардиотерапии целесообразно использовать до 12–14 дней. По данным рекомендаций АСС/АНА по лечению пациентов с острым инфарктом миокарда, потребность во временной электрокардиостимуляции в острый период инфаркта миокарда сама по себе не определяет показаний к постоянной электрокардиостимуляции. По истечении указанного периода устанавливается степень нарушения АВ-проводимости, ее необратимость и определяются показания к проведению постоянной электрокардиотерапии.

Показания к постоянной ЭКС у пациентов, перенесших инфаркт миокарда, осложненный нарушением атриовентрикулярной проводимости, в большей степени обусловлены нарушениями внутрижелудочковой проводимости. В отличие от показаний к постоянной ЭКС нарушений АВ-проводимости критерии для отбора пациентов с инфарктом миокарда часто не зависят от наличия симптомной брадикардии. При рассмотрении показаний к постоянной ЭКС у данной категории больных должны быть учтены тип нарушения атриовентрикулярной проводимости и локализация инфаркта миокарда, а также констатирована причинно-следственная связь указанных электрических нарушений с ним.

Рекомендации по постоянной электрокардиостимуляции при приобретенных нарушениях АВ-проводимости после острого инфаркта миокарда

Класс I:

1. Персистирующая АВ-блокада II степени в системе Гиса–Пуркинье с билатеральной блокадой ножек пучка Гиса или АВ-блокада III степени на уровне или ниже системы Гиса–Пуркинье после острого инфаркта миокарда.

2. Транзиторная далеко зашедшая (АВ-блокада II или III степени) инфранодальная АВ-блокада в сочетании с блокадой ножек пучка Гиса. Если уровень АВ-блокады неясен, то показано проведение электрофизиологического исследования.

3. Персистирующая и симптомная АВ-блокада II или III степени.

Класс IIb:

1. Персистирующая АВ-блокада II или III степени на уровне атриовентрикулярного соединения.

Класс III:

1. Транзиторная АВ-блокада при отсутствии нарушений внутрижелудочковой проводимости.

2. Транзиторная АВ-блокада при изолированной блокаде передней ветви левой ножки пучка Гиса.

3. Дебют блокады передней ветви левой ножки пучка Гиса при отсутствии АВ-блокады.

4. Персистирующая АВ-блокада I степени при ранее имевшейся блокаде ножки пучка Гиса неизвестной давности.

Показания к постоянной ЭКС при синдроме слабости синусового узла

Синдром слабости синусового узла (СССУ) объединяет целый спектр нарушений ритма сердца и проводимости, включающий такие электрокардиографические эквиваленты, как синусовая брадикардия, отказ синусового узла (синус-арест), синоаурикулярная (СА) блокада и пароксизмальные тахикардии (в том числе и желудочковые), сменяющиеся периодами брадикардии или даже асистолии (синдром тахибради).

Термин *синус-арест* (остановка синусового узла) обозначает прекращение генерирования стимулирующих импульсов в синусовом узле. Критерии определения минимальной продолжительности паузы, которую можно было бы классифицировать как эпизод синус-ареста, не определены [52]. Однако необходимо отметить, что продолжительность пауз, обусловленных эпизодами синус-ареста, не является кратной величине интервала PP перед паузой асистолии [35].

Эпизод синус-ареста (остановки синусового узла) у пациентов с СССУ, как правило, заканчивается восстановлением функции синусового узла (нормального синусового ритма). Водителям второго порядка часто не удается стать доминирующими, несмотря на значительную длительность паузы асистолии [34, 53]. При ускользании подчиненных водителей ритма пауза, обусловленная остановкой синусового узла, может заканчиваться замещающим ритмом из АВ-соединения либо из желудочков [34, 53].

Термин *синоаурикулярная блокада* описывает ситуацию, когда синусовый узел оказывается неспособным к проведению импульсов на предсердие [51, 54]. Блок проведения может локализоваться как внутри синусового узла, так и в синоатриальном соединении [51, 54]. Синоаурикулярная блокада по степени выраженности подразделяется на СА-блокаду I степени, СА-блокаду II степени и СА-блокаду III степени. СА-блокада I степени характеризуется аномальным увеличением синоатриального проведения, но при этом каждый спонтанно возникший в синусовом узле импульс достигает предсердий. Синоаурикулярную блокаду не удается диагностировать по поверхностной ЭКС (выявляется по данным чреспищеводная электрокардио стимуляция (ЧПЭКС) или ЭФИ).

При СА-блокаде II степени наблюдается периодическое нарушение передачи импульса с синусового узла на предсердия, что на поверхностной ЭКГ проявляется периодическим отсутствием P-волны. Синоаурикулярная блокада II степени подразделяется на два типа: Мобиц I и Мобиц II. СА-блокада II степени типа Мобиц I (с периодической Венкебаха) характеризуется прогрессирующим возрастанием замедления синоатриального проведения перед выпадением P-волны. На поверхностной ЭКГ это проявляется постепенным укорочением интервалов RR, предшествующим выпавшей P-волне [22]. При СА-блокаде типа Мобиц II наблюдается периодическая блокада антеградного синоатриального проведения без предварительного замедления синоатриального проведения. Для пауз асистолии, обусловленных СА-блокадой II степени (в отличие от эпизодов синус-ареста) характерна кратность величине интервала PP перед паузой асистолии (рис. 26.5) [20].

Синоаурикулярную блокаду III степени по данным поверхностной ЭКГ невозможно отличить от продолжительной паузы асистолии, обусловленной остановкой синусового узла (синус-арестом) [20].

Электрокардиографическим проявлением СССУ является также чередование замедленного синусового ритма или медленного замещаю-

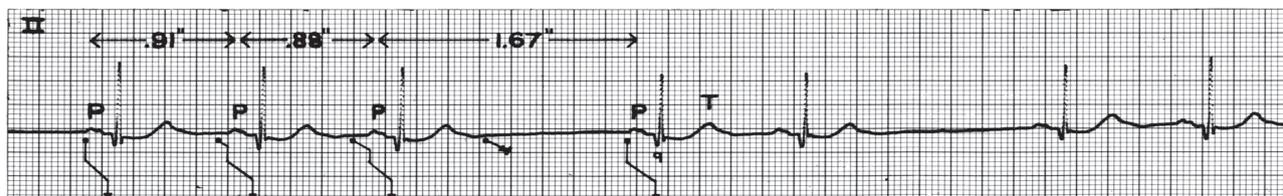


Рис. 26.5. Синоатриальная блокада II степени типа Мобитц I

щего ритма с периодами тахикардии, как правило, наджелудочкового происхождения [43]. Наиболее часто наблюдаемыми пароксизмальными суправентрикулярными нарушениями ритма сердца у пациентов с СССУ является фибрилляция предсердий [36]. Однако при *синдроме тахи-бради* также возможна верификация трепетания предсердий, учащенного ритма из АВ-соединения, реципрокной АВ-узловой тахикардии [14]. В редких ситуациях может наблюдаться и желудочковая тахикардия [24]. У многих больных с СССУ резкое спонтанное купирование тахикардии может сопровождаться чрезмерным угнетением пейсмекерной функции как синусового узла, так и подчиненных ему водителей ритма, что электрокардиографически проявляется выраженными паузами асистолии, следующими за тахикардией [26]. Клинически это может проявляться выраженной неврологической симптоматикой (приступы Морганьи–Адамса–Стокса). По данным некоторых авторов, у ряда больных вышеописанные ЭКГ-признаки дисфункции синусового узла и клинические проявления могут наблюдаться только в посттахикардических периодах, что значительно затрудняет диагностику СССУ [26, 40].

Пациенты с СССУ могут иметь клиническую симптоматику, обусловленную тахикардией, брадикардией или сочетанием данных форм нарушений сердечного ритма.

Для определения показаний к постоянной электрокардиотерапии у данной категории пациентов необходимо выявить четкую связь клинической симптоматики с аритмией. Определение этой связи может быть затруднено в связи с преходящим характером нарушений ритма сердца и проводимости. В связи с этим пациентам помимо ЭКГ-диагностики и суточного мониторирования ЭКГ по Холтеру в обязательном порядке необходимо проводить электрофизиологическое исследование функции синусового узла (ЧПЭС, а при необходимости и эндокардиальное ЭФИ). В ходе проведения электрофизиологического исследования необходимо также оценить атриовентрикулярную проводимость, состояние которой будет иметь решающее значение в выборе вида постоянной электрокардиостимуляции.

Дисфункция синусового узла может характеризоваться также клиническими проявлениями хронотропной недостаточности с неадекватным ответом синусового узла на физическую или психо-эмоциональную нагрузку.

Рекомендации по постоянной электрокардиостимуляции при СССУ

Класс I:

1. Дисфункция синусового узла с документированной симптомной синусовой брадикардией, включающей частые паузы, вызывающие симптомы. У некоторых пациентов брадикардия является ятрогенной и возникает вследствие длительной медикаментозной терапии и/или ее передозировки.

2. Симптомная хронотропная недостаточность.

Класс IIa:

1. Дисфункция синусового узла, возникающая спонтанно или как результат необходимой медикаментозной терапии с ЧСС менее 40 уд/мин, когда четкая связь симптомов с брадикардией не документирована.

2. Синкопы неясного генеза со значимыми нарушениями функции синусового узла, выявленные или спровоцированные при электрофизиологическом исследовании.

Класс IIb:

1. Постоянная ЧСС при пробуждении менее 40 уд/мин. у пациентов с незначительной симптоматикой.

Класс III:

1. Дисфункция синусового узла у асимптомных пациентов, включая тех, у кого синусовая брадикардия (ЧСС менее 40 уд/мин) является следствием длительной медикаментозной терапии.

2. Дисфункция синусового узла у пациентов с симптомами, похожими на брадикардическую, когда четко документировано отсутствие их связи с редким ритмом.

3. Дисфункция синусового узла с симптомной брадикардией в результате неадекватной медикаментозной терапии.

На наш взгляд, заслуживают внимания показания к постоянной электрокардиотерапии па-

циентов с синдромом слабости синусового узла, разработанные Д.Ф. Егоровым с соавт. (1995).

Клинико-электрофизиологические показания

1. Наличие приступов Морганьи–Адамса–Стокса на фоне брадиаритмии либо при купировании пароксизмов наджелудочковой тахикардии.

2. Прогрессирующая недостаточность кровообращения на фоне брадиаритмии.

3. Отсутствие эффекта или невозможность проведения медикаментозной терапии СССУ при наличии клинических проявлений брадиаритмии.

4. Спонтанная асистолия по данным мониторирования ЭКГ длительностью 2000–3000 мс и более.

5. Остановка или отказ синусового узла.

6. Синоатриальная блокада II–III степени с периодами асистолии более 2000 мс.

7. Периодическое урежение числа сокращений желудочков менее 40 уд/мин, особенно в ночные часы.

Электрофизиологические показания:

1. Время восстановления функции синусового узла (ВВФСУ) – 3500 мс и более.

2. Корригированное время восстановления функции синусового узла (КВВФСУ) – 2300 мс и более.

3. Время истинной асистолии после стимуляции предсердий – 3000 мс и более.

4. Время синоатриального проведения (ВСАП) более 300 мс при наличии:

а) признаков «вторичных» пауз во время ЭФИ;

б) «парадоксальной» реакции на введение атропина во время ЭФИ;

в) признаков синоатриальной блокады на ЭКГ.

5. Отрицательная проба с атропином (прирост ЧСС менее 30% от исходной, уменьшение ВВФСУ менее чем на 30% от исходного).

Необходимо также отметить, что проведение постоянной электрокардиостимуляции абсолютно показано пациентам с постоянной формой фибрилляции предсердий с редким проведением на желудочки, симптоматичной брадикардией и клиническими проявлениями сердечной недостаточности. Напротив, имплантация ЭКС не показана при отсутствии клинической симптоматики на фоне мерцательной брадиаритмии (с ЧСС менее 40 уд/мин), даже если отдельные интервалы RR составляют более 1500 мс.

ВЫБОР ВИДА И РЕЖИМОВ ПОСТОЯННОЙ ЭКС У ПАЦИЕНТОВ С БРАДИСИСТОЛИЧЕСКИМИ ФОРМАМИ НАРУШЕНИЙ РИТМА СЕРДЦА И ПРОВОДИМОСТИ

После определения показаний к проведению постоянной электрокардиотерапии у пациентов с брадисистолическими формами нарушений ритма сердца и проводимости перед клиницистом встает другая немаловажная задача – выбор оптимального вида и режима постоянной электрокардиостимуляции.

Единый номенклатурный код ЭКС

В настоящее время в международной практике используется пятибуквенный номенклатурный код ЭКС, который был разработан рабочей группой Североамериканского общества по электрокардиостимуляции и электрофизиологии (NASPE) и Британской группой по электрокардиостимуляции и электрофизиологии (BPEG) (табл. 26.2).

Буква в первой позиции кода обозначает камеру сердца, к которой поступает стимулирующий импульс. Буква во второй позиции указы-

Таблица 26.2

Единый код ЭКС – номенклатура NBG – NASPE/BPEG (1987 г.)

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 программирования, частотная модуляция	Антитахикардитические функции
0 – нет A – предсердия V – желудочки D – обе камеры (A+V)	0 – нет A – предсердия V – желудочки D – обе камеры (A+V)	0 – нет T – триггерный I – ингибирующий D – оба механизма (T+I)	0 – нет P – простое программирование C – коммуникативность R – модуляция частоты	0 – нет P – антитахикардитическая стимуляция S – дефибрилляция D – двойная функция (P+S)

вает на камеру сердца, из которой электрокардиостимулятором воспринимается спонтанный биоэлектрический сигнал. Буква в третьей позиции кода иллюстрирует режим, в котором система стимуляции отвечает на спонтанную электрическую активность сердца (I – стимуляция запрещается спонтанным сигналом из сердца, т.е. если есть спонтанная электрическая активность, то устройство не работает; T – стимуляция запускается спонтанным сигналом из сердца, т.е. спонтанная электрическая активность предсердий запускает R-синхронизированную стимуляцию желудочков при двухкамерной ЭКС). Четвертая позиция кода характеризует возможности наружного (неинвазивного) программирования параметров стимуляции, а также наличие в системе ЭКС частотно-адаптивной функции. Буква в пятой позиции свидетельствует о наличии в системе ЭКС функции антитахикардитической стимуляции, включая кардиоверсию или дефибрилляцию.

В октябре 2001 г. рабочими группами Североамериканского общества по электрокардиостимуляции и электрофизиологии (NASPE) и Британской группой по электрокардиостимуляции и электрофизиологии (BPEG) была предложена обновленная версия пятибуквенного номенклатурного кода для антибрадикардитических устройств (табл. 26.3).

Как правило, для обозначения вида и режима ЭКС используются первые три буквы кода (например, VVI, AAI, DDD), а буква R (IV позиция) 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 стимуляции в пределах запрограммированных величин при активации сенсора нагрузок во время нарастания или прекращения физической активности пациента.

Частотно-адаптивные сенсоры

В настоящее время разработано и внедрено в клиническую практику большое количество систем ЭКС, оснащенных сенсорами, осуществляющими адаптацию частоты сердечного ритма к физическим и психо-эмоциональным нагрузкам.

Частотно-адаптивные сенсоры с практической точки зрения могут быть разделены на две группы: системы, в которых сенсор встроен в специальный электрод, и сенсоры, допускающие применение стандартного эндокардиального электрода. В частотно-адаптивных системах ЭКС со специальными электродами в качестве характеристик, иллюстрирующих метаболические потребности организма, использовались: центральная венозная температура, правожелудочковый dP/dT , центральное венозное насыщение кислородом, правожелудочковый ударный объем (период предызгнания) и центральный венозный pH. Однако вышеописанные сенсоры не нашли широкого клинического применения из-за наличия серьезных недостатков. Данные системы ЭКС технически более сложны, имеют высокую стоимость, усложняют процедуру имплантации и затрудняют послеоперационное ведение больных. Кроме того, они не учитывают изменения центральной гемодинамики, характерные для пациентов с брадисистолией и сопутствующей сердечной недостаточностью (изменения объемов, давления и гемодинамики в правых камерах сердца).

Поэтому в настоящее время наиболее широко используются частотно-адаптивные системы электрокардиостимуляции со стандартными эндокардиальными электродами. В качестве частотно-адаптивных датчиков в данных системах используются: сенсор активности (движения), сенсор QT-интервала, сенсор частоты дыхания и минутной вентиляции легких.

Частотно-адаптивные системы ЭКС, использующие в качестве сенсора датчики движения,

Таблица 26.3
Обновленный единый код ЭКС – номенклатура NBG – NASPE/BPEG (2001 г.)

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 A – предсердия V – желудочки D – обе камеры (A+V) S – однокамерная (A или V)	0 – нет A – предсердия V – желудочки D – обе камеры (A+V) S – однокамерная (A или V)	0 – нет T – триггерный I – ингибирующий D – оба механизма (T+I)	0 – нет R – модуляция частоты	0 – нет A – предсердия V – желудочки D – обе камеры (A+V)

являются в настоящее время наиболее широко используемыми в клинической практике. Задачей сенсора активности (движения) является преобразование механических сил, детектированных в теле пациента, в электрические сигналы. Поэтому сенсоры активности можно охарактеризовать как механоэлектрические конвертеры, основанные на пьезоэффектах. В более ранних моделях ЭКС в качестве сенсора использовался *пьезоэлектрический кристалл*, способный самогенерировать напряжение от 50 до 100 мВ в ответ на воздействие механической энергии. Пьезоэлектрический кристалл имеет тесный контакт с внутренней стороной корпуса электрокардиостимулятора и является передатчиком вибрации и давления, воздействующих на аппарат ЭКС. Данные системы имели существенный недостаток, так как могли воспринимать передаточную вибрацию или локальное механическое воздействие на корпус аппарата ЭКС. В связи с этим был разработан датчик движения второго поколения – *акселерометр*.

Принцип работы акселерометра основан на передаче силы ускорения посредством специального сейсмического датчика, совмещенного с пьезоэлектрической конструкцией. Перемещение тела пациента в переднезаднем направлении приводит к ускорению или замедлению сейсмического датчика, и производимая при этом механическая сила приводит к продуцированию электрического напряжения на пьезоэлектрическом кристалле. Таким образом, акселерометр детектирует активность при физических нагрузках, показывая хорошую корреляцию с истинными энергетическими затратами организма. Данные системы имеют несомненное преимущество над вибросенситивными датчиками в отношении более высокой чувствительности к различным физическим нагрузкам, более высокой специфичностью к характеру выполняемой работы и меньшей восприимчивостью к окружающему воздействию. Недостатками акселерометра является то, что увеличение частоты стимуляции зачастую не отвечает физиологическим потребностям организма, а также то, что данные системы практически не реагируют на изометрические нагрузки и психоэмоциональные реакции пациента.

Сенсор QT-интервала основан на детекции укорочения искусственного (стимуляционного) интервала QT при автономной нейростимуляции. Использование данного сенсора ограничено из-за длительного периода до начала частотно-адаптивного ответа, чувствительности к электролитным нарушениям, ишемии миокарда, а также зависимости от характера проводимой медикаментозной терапии.

Сенсор, основанный на регистрации *частоты дыхания*, также не нашел широкого клинического применения в связи с тем, что частота дыхания сама по себе является малоинформативным критерием частотной адаптации сердечного ритма с точки зрения физиологии.

Минутная вентиляция легких (произведение частоты дыхания на дыхательный объем) является высокофизиологичной переменной, которая адекватно отражает метаболические потребности организма при физической нагрузке. Возрастание минутной вентиляции во время нагрузки происходит параллельно с изменениями потребности в кислороде, сердечного выброса и частоты сердечных сокращений. В отличие от других датчиков *сенсор минутной вентиляции* способен реагировать на изометрическую нагрузку, психоэмоциональные реакции пациента, а также на повышение температуры тела больного. Работа данного сенсора основана на регистрации изменений трансторакального импеданса, значение которого четко коррелирует с изменениями минутной вентиляции легких. Для регистрации трансторакального импеданса используется трехполюсная система: стандартный биполярный эндокардиальный электрод и корпус аппарата ЭКС. При этом применяются низкоэлектрические импульсы (1 мА, 15 мкс, 20 Гц), которые генерируются между кольцевым электродом (катод и анод биполярного электрода) и корпусом ЭКС. Однако необходимо отметить, что данный сенсор значительно уступает акселерометру (сенсор регистрации движения) в скорости частотного ответа и последующего ускорения сердечного ритма.

С учетом вышеописанных недостатков односенсорных систем электрокардиостимуляции в современных системах ЭКС стала применяться комбинация частотно-адаптивных датчиков (так называемые двухсенсорные частотно-адаптивные системы ЭКС). Сенсор активности (*акселерометр*) обеспечивает быстрый прирост частоты стимуляции в ответ на физическую нагрузку, а физиологические сенсоры (*сенсор минутной вентиляции, сенсор QT-интервала*) регулирует частоту ЭКС в зависимости от уровня нагрузки в соответствии с метаболическими потребностями организма. Данные системы используют алгоритм «перекрестного контроля» для ограничения изменений частоты ЭКС, которые могут продуцироваться неадекватным ответом одного из сенсоров.

Режимы постоянной ЭКС

В зависимости от наличия функции детекции спонтанных биоэлектрических сигналов сердца (P- и R-волн) и механизма управления работой

ЭКС режимы постоянной электрокардиостимуляции можно классифицировать следующим образом:

- асинхронные режимы ЭКС (VOO, AOO, DOO);
- ингибируемые режимы ЭКС (VVI, AAI, DDI);
- триггерные режимы ЭКС (VVT, AAT);
- синхронизируемые режимы ЭКС (VDD, DDD);
- мониторирующие режимы ЭКС (OVO, OAO, ODO).

Асинхронные режимы электрокардиостимуляции

Асинхронные режимы стимуляции – режимы ЭКС, при которых осуществляется электрокардиостимуляция, но отсутствует функция детекции спонтанных биоэлектрических сигналов сердца (P- и/или R-волн), т.е. отсутствует восприятие и реакция на спонтанные электрические события в миокарде. При этих режимах стимуляция осуществляется постоянно с фиксированной частотой независимо от состояния спонтанного ритма сердца. В асинхронном режиме может осуществляться как однокамерная желудочковая (режим VOO) или предсердная (режим AOO), так и двухкамерная электрокардиостимуляция (режим DOO).

VOO – однокамерная желудочковая стимуляция в асинхронном режиме (**V**), функция детекции спонтанных биоэлектрических сигналов желудочков (**R**-волны) отсутствует (**O**) и, следовательно, нет реакции на воспринятые события (**O**). При этом режиме ЭКС осуществляется постоянная стимуляция желудочков с заданной фиксированной частотой вне зависимости от частоты спонтанного желудочкового ритма (рис. 26.6).

С учетом того что при асинхронной стимуляции желудочков не воспринимается спонтанная желудочковая активность, может возникнуть конкуренция навязанного стимулятором ритма и спонтанного желудочкового ритма. При этом может возникнуть ситуация, когда стимулирующий импульс попадет в уязвимую фазу желудочков, что может спровоцировать жизнеугрожающие желудочковые аритмии. В связи с этим в настоящее время режим VOO практически не используется. Данный режим стимуляции в основном используется в диагностических целях для подтверждения стимуляции и/или ее эффективности при проведении магнитного теста (магнитный режим для VVI(R) и VVT(R) стимуляции). Режим стимуляции VOO может быть использован для постоянной ЭКС у пациентов с аппаратзависимым ритмом сердца (отсутствие спонтанных желудочковых сокращений) для



Рис. 26.6. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий асинхронную стимуляцию желудочков (режим VOO). V – стимулирующие желудочек импульсы; R – спонтанное желудочковое сокращение (спонтанная активность желудочков не воспринимается, стимуляция осуществляется с фиксированной частотой)

исключения проблем с детекцией, обусловленных миопотенциальным ингибированием, электромагнитной интерференцией и т.д. Данный режим стимуляции целесообразно также использовать как временную поддержку на момент проведения хирургического вмешательства (для минимизации внешних воздействий на систему электрокардиостимуляции).

AOO – однокамерная предсердная стимуляция в асинхронном режиме (**A**), функция детекции спонтанных биоэлектрических сигналов (**P**-волны) отсутствует (**O**) и, следовательно, нет реакции на воспринятые события (**O**). При этом режиме ЭКС осуществляется постоянная стимуляция предсердий с заданной фиксированной частотой вне зависимости от частоты спонтанного предсердного ритма (рис. 26.7).

С учетом того что при асинхронной стимуляции предсердий не воспринимается спонтанная предсердная активность, может возникнуть конкуренция навязанного стимулятором ритма и спонтанного предсердного ритма, что может спровоцировать суправентрикулярные нарушения ритма. В настоящее время показания к использованию режима стимуляции AOO аналогичны таковым при режиме ЭКС VOO.

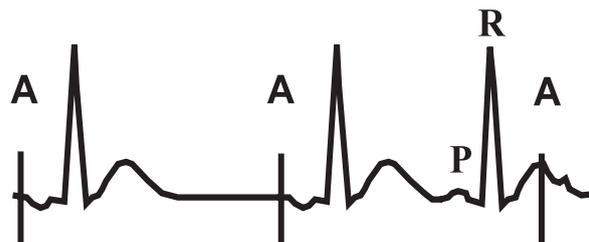


Рис. 26.7. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий асинхронную стимуляцию предсердий (режим AOO). A – стимулирующие предсердия импульсы; P – спонтанное предсердное сокращение, проведенное на желудочки (R) (спонтанная активность предсердий не воспринимается, стимуляция осуществляется с фиксированной частотой)

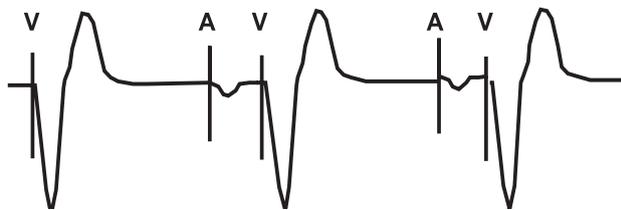


Рис. 26.8. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий асинхронную двухкамерную предсердно-желудочковую стимуляцию (режим DDO). А – стимулирующие предсердия импульсы; V – стимулирующие желудочек импульсы (спонтанная активность как предсердий, так и желудочков не воспринимается, стимуляция осуществляется с фиксированной частотой)

DDO – двухкамерная предсердно-желудочковая стимуляция в асинхронном режиме (D), функция детекции спонтанных биоэлектрических сигналов как предсердий (P-волна), так и желудочков (R-волна) отсутствует (O) и, следовательно, нет реакции на воспринятые события (O) (рис. 26.8).

С учетом того что при асинхронной двухкамерной ЭКС не воспринимается спонтанная биоэлектрическая активность сердца, может возникнуть конкуренция навязанного стимулятором ритма и спонтанного предсердного и/или желудочкового ритма, что может спровоцировать нарушения как желудочкового, так суправентрикулярного ритма.

Данный режим стимуляции в основном используется в диагностических целях для подтверждения стимуляции и/или ее эффективности при проведении магнитного теста (магнитный режим для DDI(R)-, DVI(R)- и DDD(R)-стимуляции). Режим стимуляции DDO может быть использован для постоянной ЭКС у пациентов с аппаратзависимым ритмом сердца (отсутствие спонтанных предсердных и желудочковых сокращений) для исключения проблем с детекцией, обусловленных миопотенциальным ингибированием, электромагнитной интерференцией и т.д. Также данный режим стимуляции целесообразно использовать как временную поддержку на момент проведения хирургического вмешательства (для минимизации внешних воздействий на систему электрокардиостимуляции).

Ингибируемые режимы электрокардиостимуляции

Ингибируемые режимы стимуляции – режимы ЭКС, при которых осуществляется электрокардиостимуляция и имеется функция детекции спонтанных биоэлектрических сигналов сердца (P- и/или R-волн). При этих режимах стимуляция осуществляется с фиксированной частотой и при детекции спонтанной активно-

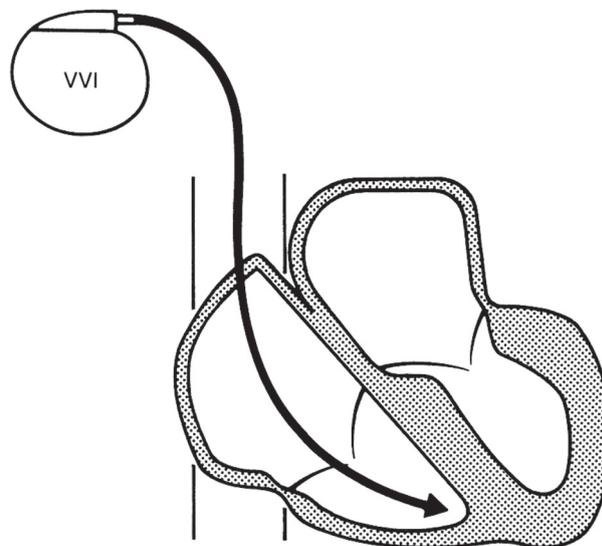


Рис. 26.9. Однокамерный желудочковый режим ЭКС “по требованию”

сти сердца, частота которой превышает фиксированную частоту стимуляции, происходит ингибирование работы электрокардиостимулятора. В ингибируемом режиме может осуществляться как однокамерная желудочковая (режим VVI) или предсердная (режим AAI), так и двухкамерная электрокардиостимуляция (режим DDI).

VVI – однокамерная желудочковая стимуляция в режиме «по требованию» (рис. 26.9). Под данным режимом стимуляции понимают однокамерную demand-стимуляцию желудочков (V), имеется функция детекции спонтанных R-волн (V). ЭКС осуществляется при снижении частоты спонтанного ритма сердца ниже установленного значения фиксированной частоты стимуляции и прекращается в случае превышения спонтанным ритмом сердца установленных частотных границ (I – ингибирующий механизм управления работы ЭКС).

Базовая частота стимуляции (нижняя граница частоты стимуляции): частота, с которой осуществляется стимуляция желудочков или предсердий в отсутствие спонтанных сокращений (спонтанного ритма).

Работа электрокардиостимулятора основана на регистрации временных интервалов. Основными временными интервалами, регулирующими работу однокамерного желудочкового VVI-ЭКС, являются: 1) базовый интервал; 2) выскальзывающий интервал; 3) рефрактерный период желудочков; 4) интервал гистерезиса (рис. 26.10).

Базовый интервал – интервал между двумя последовательно нанесенными стимулирующими

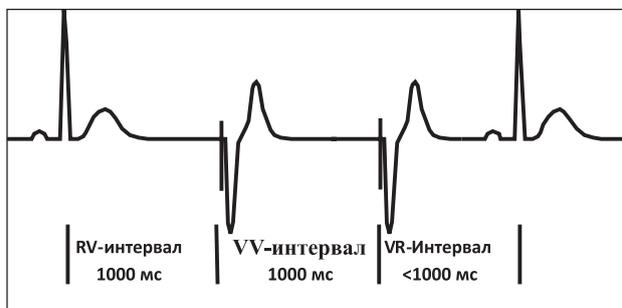


Рис. 26.10. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий временные интервалы режима стимуляции VVI с базовой частотой 60 имп/мин. V-V-интервал – базовый интервал стимуляции; R-V-интервал – выскальзывающий интервал; V-R-интервал – временной интервал, характеризующий детекцию спонтанной желудочковой активности

импульсами. Базовый интервал стимуляции измеряется в миллисекундах (мс) и рассчитывается по формуле $60000/\text{базовая частота стимуляции}$. Таким образом, базовый интервал стимуляции является величиной, обратно пропорциональной значению базовой частоты стимуляции (например, при частоте стимуляции 60 имп/мин интервал стимуляции равен 1000 мс, а при частоте стимуляции 100 имп/мин – 600 мс).

Выскальзывающий интервал – интервал между спонтанным комплексом (для режима VVI – между спонтанным комплексом QRS) и последующим нанесенным стимулирующим импульсом. При отсутствии частотного гистерезиса (данное понятие рассматривается ниже) величина выскальзывающего интервала равна величине базового интервала и обратно пропорциональна базовой частоте стимуляции.

На рис. 26.11 приведен фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий электрокардиостимуляцию в режиме VVI-60 имп/мин (базовая частота стимуляции).

Как видно из данного рисунка, при снижении спонтанной частоты желудочковых сокращений менее 60 уд/мин (RR-интервал более 1000 мс) начинается однокамерная стимуляция желудочков с частотой 60 имп/мин (V-V-интервал 1000 мс – базовый интервал стимуляции). В том случае если после нанесенного импульса в течение 1000 мс происходит детекция спонтанного желудочкового сокращения, работа кардиостимулятора ингибируется (ингибирующий механизм управления работы ЭКС), и пациент находится на спонтанном сердечном ритме (при этом ЧСС более 60 уд/мин). Если после спонтанного сокращения желудочков в течение 1000 мс не происходит детекция очередного спонтанного комплекса QRS, возобновляется стимуляция желудочков с частотой 60 имп/мин (R-V-интервал – выскальзывающий интервал). Необходимо отметить, что интервалы V-V и R-V равны и превышают интервал V-R.

Точка приложения стимуляции и детекции спонтанных биоэлектрических сигналов расположена в правом желудочке сердца (см. рис. 26.9). Недостатками данного вида электрокардиотерапии является то, что в ходе стимуляции нарушается адекватная предсердно-желудочковая синхронизация, что и обуславливает клинические признаки хронотропной недостаточности. По мнению большинства авторов, это является основным механизмом развития *синдрома электрокардиостимулятора*.

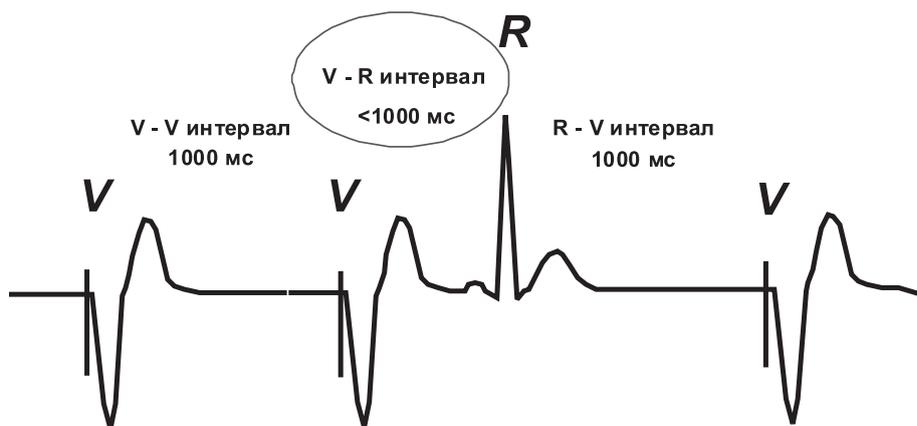


Рис. 26.11. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий однокамерную желудочковую стимуляцию “по требованию” (VVI-стимуляция) с базовой частотой стимуляции 60 имп/мин. V-V-интервал – интервал между двумя последовательными стимулирующими импульсами – базовый интервал желудочковой стимуляции (например, при базовой частоте стимуляции 60 имп/мин V-V-интервал равен 1000 мс); V-R-интервал – интервал между стимулирующим импульсом и последующим спонтанным сокращением желудочков сердца (при базовой частоте стимуляции 60 имп/мин V-R-интервал менее 1000 мс); R-V-интервал – интервал между спонтанным сокращением желудочков сердца и последующим стимулирующим импульсом в случае снижения частоты спонтанных сокращений желудочков ниже базовой частоты стимуляции – выскальзывающий интервал (при базовой частоте стимуляции 60 имп/мин R-V-интервал равен 1000 мс)

В современных системах электрокардиостимуляции имеется функция частотного гистерезиса. **Гистерезис** – величина, показывающая, на сколько продолжительность выскальзывающего интервала превышает продолжительность базового интервала (например, при базовой частоте стимуляции 60 имп/мин и гистерезисе 125 мс выскальзывающий интервал будет 1125 мс, а базовый интервал – 1000 мс). Другими словами, гистерезис – это разница между частотой спонтанного ритма сердца, которая запускает стимуляцию, и частотой, с которой данная стимуляция осуществляется. В связи с этим необходимо ввести понятие **частоты гистерезиса** – минимальная частота спонтанного ритма, при которой начинается стимуляция (при режиме VVI – стимуляция желудочков) с базовой частотой (рис. 26.12).

Рассмотрим пример работы гистерезиса величиной в 250 мс при базовой частоте стимуляции 60 имп/мин. При этих параметрах стимуляции базовый интервал будет равен 1000 мс ($60000 \text{ мс} / 60 \text{ имп/мин} = 1000 \text{ мс}$), а выскальзывающий интервал – 1250 мс (базовый интервал + величина гистерезиса). Таким образом, частота гистерезиса будет равна 48 уд/мин ($60000 \text{ мс} / 1250 \text{ мс} = 48 \text{ уд/мин}$). Как было сказано выше, при превышении частоты спонтанного ритма сердца базовой частоты стимуляции (60 имп/мин) произойдет ингибирование работы электрокардиостимулятора. Возобновление стимуляции произойдет, когда частота спонтанного ритма снизится до 48 уд/мин (т.е. частота спонтанного ритма будет равна частоте гистерезиса). При этом стимуляция возобновится с частотой 60 имп/мин (базовая частота стимуляции).

Функцию гистерезиса необходимо использовать у пациентов с наличием эпизодов устойчивого спонтанного ритма сердца. Данный алгоритм позволяет снизить процент навязанного ритма сердца. Рекомендуется использовать такое значение гистерезиса, при котором разница между частотой гистерезиса и базовой частотой стимуляции не превышает 15 уд/мин. При более высоких значениях гистерезиса может возникнуть гемодинамическая значимость брадикардии на частоте гистерезиса. Также пациенты могут плохо переносить момент перехода со спонтанного ритма сердца на стимуляцию с базовой частотой.

Рефрактерный период – временной интервал после искусственно вызванного события (нанесенного стимулирующего импульса или навязанного сокращения) или спонтанного сокращения, во время которого канал чувствительности электрокардиостимулятора не реагирует на внешние воздействия. Рефрактерный пери-

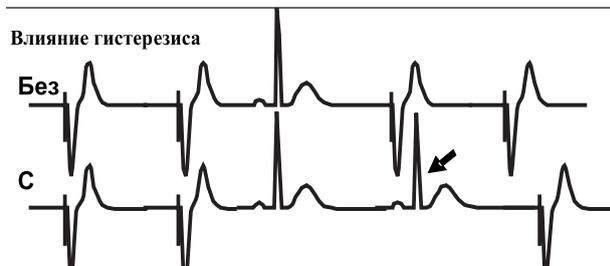


Рис. 26.12. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий работу гистерезиса. При возникновении спонтанного желудочкового ритма в интервале гистерезиса (с частотой, превышающей частоту гистерезиса) стимуляция желудочков будет ингибирована

од состоит из двух частей – абсолютного и относительного рефрактерных периодов. **Абсолютный рефрактерный период** – это часть общего рефрактерного периода, во время которого электрокардиостимулятор не воспринимает и не реагирует ни на какие сигналы (как на собственные биоэлектрические сигналы сердца, так и на внешние электрические воздействия). **Относительный рефрактерный период** – это часть общего рефрактерного периода, когда ЭКС воспринимает и собирает информацию о поступивших сигналах (как о спонтанных биоэлектрических, так и о внешних сигналах), но реакция на них отсутствует (т.е. не происходит перезапуск временных таймеров).

Рефрактерный период при стимуляции в режиме VVI начинается сразу после нанесенного на желудочки стимулирующего импульса или после воспринятой спонтанной R-волны (рис. 26.13). Рефрактерный период необходим для предотвращения восприятия аппаратом искусственно вызванного комплекса QRS и зубца T, а также конечной части спонтанного комплекса QRS, что может перезапустить временной таймер (при этом может возрасти базовый интервал стимуляции и снизиться базовая частота стимуляции).

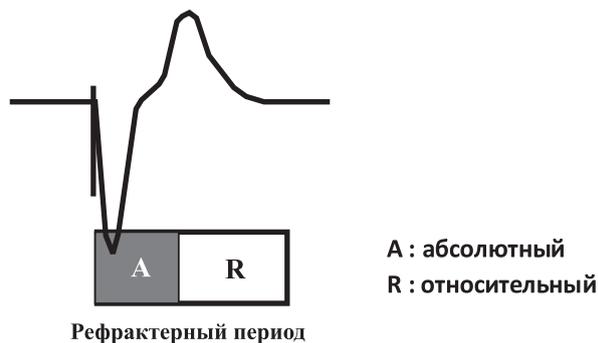


Рис. 26.13. Рефрактерный период однокамерного желудочкового VVI-ЭКС. А – абсолютный рефрактерный период желудочков; R – относительный рефрактерный период желудочков

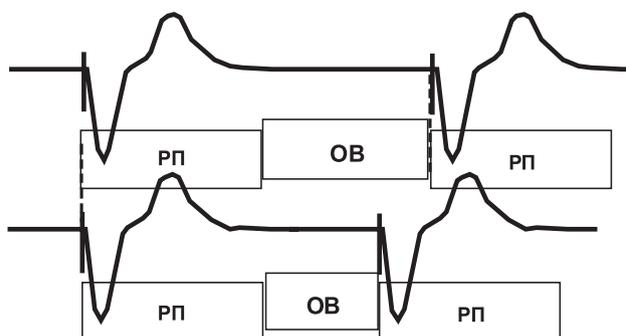


Рис. 26.14. Окно восприятия спонтанных биоэлектрических сигналов желудочков при стимуляции в режиме VVI. РП – желудочковый рефрактерный периода; ОВ – окно восприятия

Окно восприятия – временной интервал, в течение которого ЭКС способен воспринимать спонтанные биоэлектрические сигналы (для VVI-ЭКС – спонтанные R-волны), которые будут ингибировать стимуляцию (рис. 26.14). Продолжительность окна восприятия зависит от величины базового интервала стимуляции и длительности рефрактерного периода (окно восприятия = базовый интервал минус рефрактерный период). При одной и той же частоте стимуляции окно восприятия будет тем короче, чем продолжительнее будет рефрактерный период, и при одинаковом рефрактерном периоде с увеличением частоты стимуляции (уменьшение базового интервала) будет уменьшаться продолжительность окна восприятия.

В современных электрокардиостимуляторах имеется временной интервал, называемый окном восприятия (анализа) помех (ОВП). **Окно восприятия помех** (рис. 26.15) – часть рефрактерного периода, предназначенная для анализа внешних помех (шумов). Функцией данного алгоритма является защита электрокардиостимулятора от ингибирования внешними воздействиями. Внешние сигналы, попавшие в интервал периода анализа помех, вызывают запуск

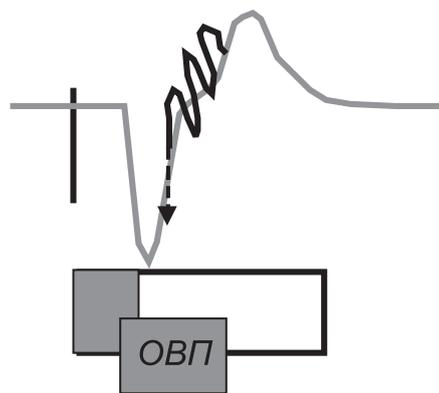


Рис. 26.15. Окно восприятия помех (ОВП)

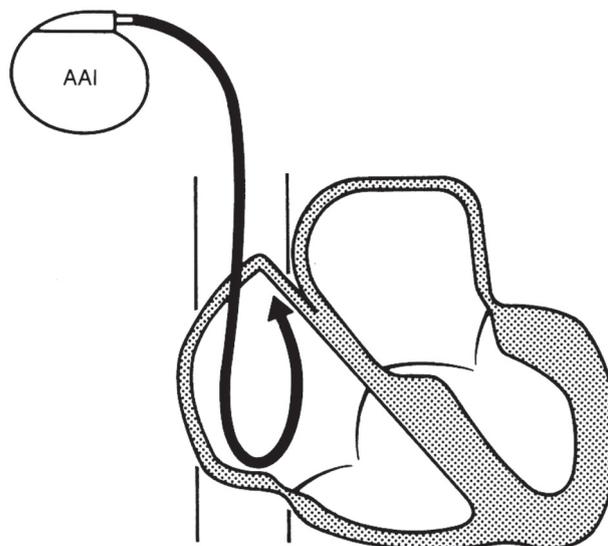


Рис. 26.16. Однокамерный предсердный режим ЭКС “по требованию”

нового рефрактерного периода, поэтому блокирования стимуляции не будет и стимул будет нанесен в соответствии с установленным базовым интервалом. Длительное попадание сигналов в период анализа шумов переводит аппарат ЭКС в асинхронный режим работы с базовой частотой до тех пор, пока внешнее воздействие на систему электрокардиостимуляции не прекратится. Окно восприятия помех входит в состав относительного рефрактерного периода.

ААI – однокамерная предсердная стимуляция в режиме «по требованию» (рис. 26.16). Под данным режимом стимуляции понимают однокамерную demand-стимуляцию предсердий (А), имеется функция детекции спонтанных Р-волн (А). ЭКС осуществляется при снижении частоты спонтанного предсердного ритма ниже установленного значения фиксированной частоты стимуляции и прекращается в случае превышения спонтанным ритмом сердца установленных частотных границ (I – ингибирующий механизм управления работы ЭКС).

При снижении частоты спонтанного предсердного ритма (PP-интервал) (рис. 26.17) ниже базовой частоты стимуляции (А-А-интервал) осуществляется однокамерная стимуляция предсердий с базовой частотой. В ситуации, когда после нанесенного на предсердия стимулирующего импульса в течение интервала стимуляции регистрируется спонтанное сокращение предсердий, работа кардиостимулятора ингибируется, и пациент находится на спонтанном синусовом ритме (при этом ЧСС превышает базовую частоту стимуляции). Если после спонтанного предсердного сокращения в течение выскальзы-

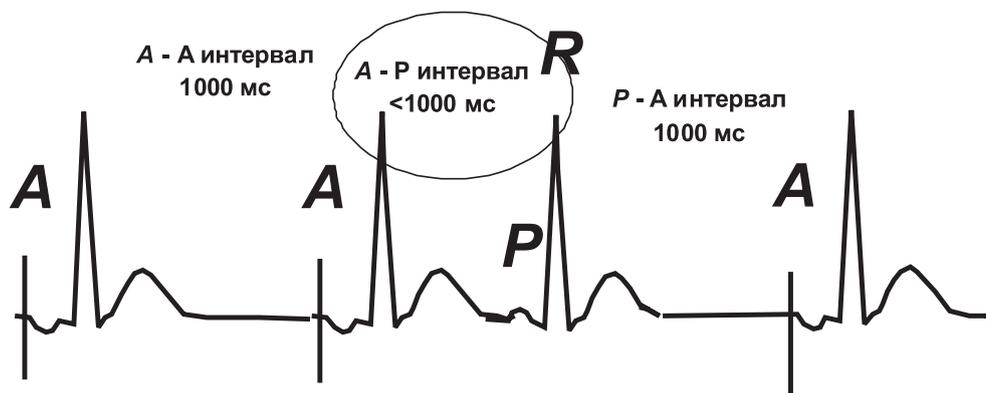


Рис. 26.17. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий однокамерную предсердную стимуляцию «по требованию» (AAI-стимуляция) с базовой частотой стимуляции 60 имп/мин. А-А-интервал – интервал между двумя последовательными предсердными стимулирующими импульсами – базовый интервал предсердной стимуляции (например, при базовой частоте стимуляции 60 имп/мин А-А-интервал равен 1000 мс); А-Р-интервал – интервал между стимулирующим импульсом и последующим спонтанным сокращением предсердий сердца (при базовой частоте стимуляции 60 имп/мин А-Р-интервал менее 1000 мс); Р-А-интервал – интервал между спонтанным сокращением предсердий сердца и последующим стимулирующим импульсом в случае снижения частоты спонтанных сокращений предсердий ниже базовой частоты стимуляции – выскальзывающий интервал (при базовой частоте стимуляции 60 имп/мин Р-А-интервал равен 1000 мс)

вающего интервала не происходит детекция очередной спонтанной Р-волны, возобновляется предсердная стимуляция с фиксированной частотой. Необходимо отметить, что интервалы А-А и Р-А равны и превышают интервал А-Р.

Временные интервалы, управляющие работой однокамерного ААI-ЭКС, аналогичны временным интервалам VVI-ЭКС (базовый интервал стимуляции, выскальзывающий интервал, интервал гистерезиса, рефрактерный период, интервал окна восприятия).

Рефрактерный период при стимуляции в режиме ААI также состоит из абсолютного и относительного рефрактерных периодов. Он начинается сразу после нанесенного на предсердия стимулирующего импульса или после воспринятой спонтанной Р-волны. Рефрактерный период при стимуляции в режиме ААI необходим для предотвращения восприятия отдаленных внутрисердечных биосигналов (желудочкового комплекса) или внешних помех, которые могут привести к перезапуску временного таймера (при этом может возрасти базовый интервал стимуляции и снизиться базовая частота стимуляции).

Точка приложения стимуляции и детекции спонтанных биоэлектрических сигналов расположена в правом предсердии (см. рис. 26.16). При данном виде электрокардиотерапии сохраняется адекватная предсердно-желудочковая синхронизация, что позволяет определить ее как *физиологическую*. Недостатками ААI-ЭКС являются отсутствие возможности частотной адаптации сердечного ритма у пациентов с хронотропной недостаточностью, так как нет функции частотной модуляции (R в четвертой позиции кода), а также невозможность использовать

данный вид ЭКС у пациентов с нарушением атриовентрикулярной проводимости.

DDI – двухкамерная (предсердно-желудочковая) ЭКС в режиме «по требованию». При данном виде ЭКС возможна стимуляция как предсердий, так и желудочков (D), детекция спонтанных биоэлектрических сигналов также осуществляется в двух камерах (D) и спонтанная активность может ингибировать стимуляцию как предсердий, так и желудочков (I).

При отсутствии спонтанных биоэлектрических сигналов (предсердных и желудочковых) осуществляется двухкамерная электрокардиостимуляция с фиксированной базовой частотой и запрограммированной атриовентрикулярной задержкой. **Атриовентрикулярная (AB) задержка** при стимуляции в режиме DDI – временной интервал между предсердным и желудочковым стимулирующими импульсами. При этом в ходе стимуляции обеспечивается адекватная предсердно-желудочковая синхронизация. Если в период окна восприятия предсердного канала (вне предсердного рефрактерного периода) электрокардиостимулятор воспринимает спонтанную Р-волну, то стимуляция предсердий ингибируется, и ЭКС начинает работать в режиме VVI (с базовой частотой стимуляции). Таким образом, при стимуляции в режиме DDI отсутствует возможность обеспечения Р-синхронизированной стимуляции желудочков. Аналогичным образом стимуляция предсердий ингибируется в случае развития суправентрикулярных аритмий (трепетания предсердий, фибрилляции предсердий и т.д.). В случае когда в период окна восприятия желудочкового канала (внежелудочкового рефрактерного периода) происходит

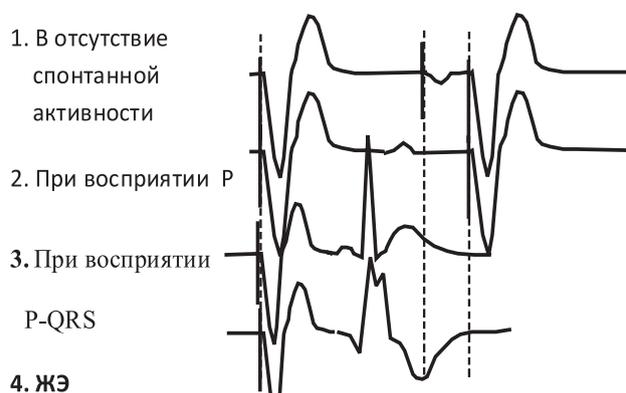


Рис. 26.18. Возможные варианты стимуляции в режиме DDI.

1 – при отсутствии спонтанных биоэлектрических сигналов осуществляется двухкамерная ЭКС с фиксированной базовой частотой и запрограммированной АВ-задержкой; 2 – если в период окна восприятия предсердного канала электрокардиостимулятор воспринимает спонтанную Р-волну, то стимуляция предсердий ингибируется, и ЭКС начинает работать в режиме VVI (с базовой частотой стимуляции); 3 – в случае когда в период окна восприятия желудочкового канала происходит детекция спонтанного комплекса QRS, работа электрокардиостимулятора полностью ингибируется и пациент может находиться на спонтанном ритме до тех пор, пока его частота будет превышать базовую частоту стимуляции; 4 – работа электрокардиостимулятора будет полностью ингибироваться при детекции желудочковым каналом желудочковой экстрасистолы

детекция спонтанного комплекса QRS, работа электрокардиостимулятора полностью ингибируется, и пациент может находиться на спонтанном ритме до тех пор, пока его частота будет превышать базовую частоту стимуляции. Также работа ЭКС будет полностью ингибироваться при детекции желудочковым каналом желудочковой экстрасистолы (рис. 26.18).

В связи с тем что данный двухкамерный режим стимуляции не способен обеспечивать Р-синхронизирующую стимуляцию желудочков и тем самым обеспечивать адекватный физиологический ответ на увеличение частоты предсердного ритма, применение DDI-режима стимуляции в настоящее время ограничено. Данный режим ЭКС можно использовать у пациентов с аппаратно-зависимым ритмом сердца (отсутствием адекватной спонтанной активности предсердий и желудочков), особенно при наличии пароксизмальных суправентрикулярных нарушений ритма сердца. Также DDI-режим ЭКС используется в современных двухкамерных системах электрокардиостимуляции для реализации алгоритма Mode Switching (алгоритм переключения режимов стимуляции в ответ на пароксизмы суправентрикулярной тахикардии). Подробно данный алгоритм будет рассмотрен при описании двухкамерных синхронизируемых режимов ЭКС.

К ингибируемым режимам электрокардиостимуляции относятся также *частотно-адаптив-*

ные режимы ЭКС, как однокамерные (VVIR – желудочковая частотно-адаптивная, AAIR – предсердная частотно-адаптивная), так и двухкамерный (DDIR-ЭКС). Отличием данных режимов стимуляции является то, что имеется вариабельность частоты стимуляции. При отсутствии физической нагрузки, которая может активировать частотно-адаптивный сенсор, ЭКС осуществляется с запрограммированной базовой частотой стимуляции (если частота спонтанного ритма ниже). На фоне физических нагрузок происходит активация частотно-адаптивного сенсора, что приводит к увеличению частоты стимуляции. **Сенсорная частота стимуляции** – частота стимуляции, определяемая работой частотно-адаптивного сенсора, активируемого в ответ на физическую нагрузку. Таким образом, если у пациента отсутствует адекватное учащение спонтанного ритма в ответ на физическую нагрузку, то будет осуществляться ЭКС с сенсорной частотой стимуляции. **Максимальная сенсорная частота** (верхняя частота стимуляции) – максимальное значение, до которого будет увеличиваться частота стимуляции при активизации частотно-адаптивного сенсора в ответ на физическую нагрузку.

Далее рассмотрим алгоритмы управления работой акселерометра (датчик движения). Акселерометр в настоящее время является наиболее распространенным частотно-адаптивным сенсором, работа которого основана на регистрации силы ускорения, возникающей при перемещении тела пациента на фоне физической нагрузки. Направление вектора силы ускорения регистрируется датчиком движения в трех направлениях (переднезаднем, боковом и вертикальном), что позволяет обеспечивать адекватный прирост частоты стимуляции в ответ на различные виды физической нагрузки (например, ходьба, бег, езда на велосипеде) (рис. 26.19).

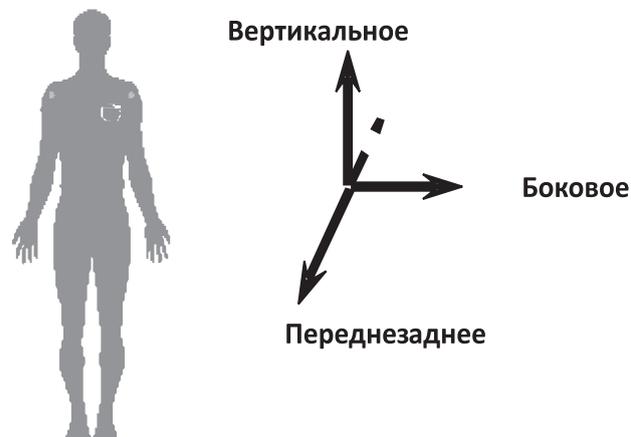


Рис. 26.19. Направления векторов силы ускорения, регистрируемых акселерометром

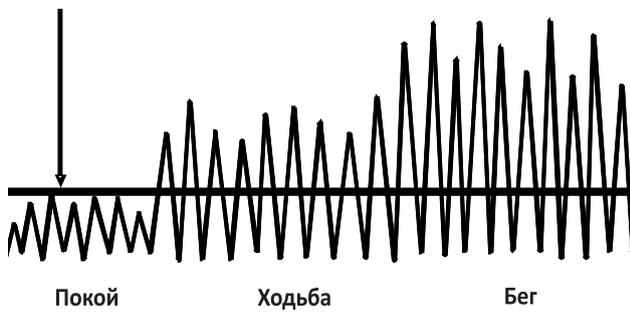


Рис. 26.20. Порог активности частотно-адаптивного сенсора. Порог активности определяет минимальный уровень и вид физической активности (величину силы ускорения, детектируемой сейсмическим датчиком акселерометра), которая приводит к активации частотно-адаптивного сенсора

Работа акселерометра регулируется следующими параметрами: порогом активности сенсора (Activity Threshold), фактором ответа (Response Factor), временем реакции (Reaction Time), временем восстановления (Recovery Time).

Порог активности сенсора определяет уровень чувствительности частотно-адаптивного сенсора к различным видам физической нагрузки, т.е. показывает, какой вид физической нагрузки может привести к активации датчика движения (рис. 26.20). В современных системах электрокардиостимуляции акселерометр имеет от 5 до 7 значений порога активности.

Фактор ответа (Response Factor) определяет степень и скорость возрастания частоты стимуляции в зависимости от порога активности частотно-адаптивного сенсора (рис. 26.21).

Чем выше значение фактора ответа, тем значительнее и быстрее увеличивается частота сти-

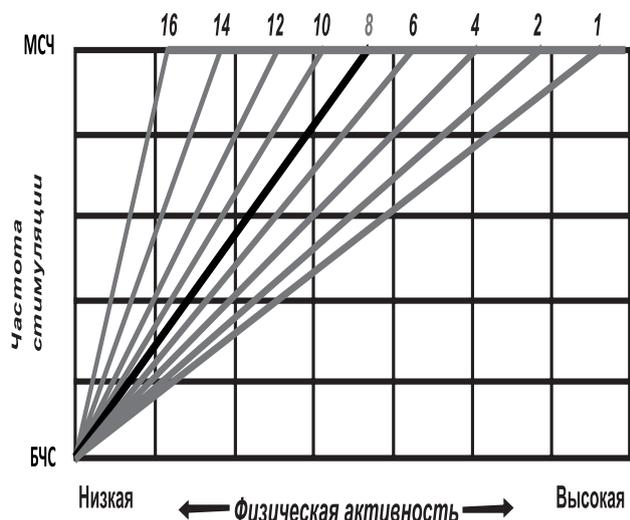


Рис. 26.21. Алгоритм – фактор ответа (Response Factor). БЧС – базовая частота стимуляции; МСЧ – максимальная сенсорная частота

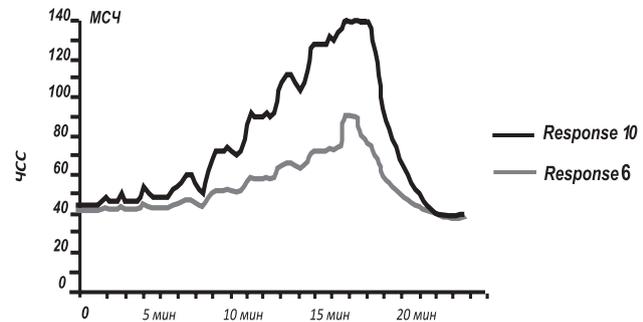


Рис. 26.22. Зависимость возрастания частоты стимуляции от уровня фактора ответа (в ответ на физическую нагрузку)

муляции при активизации частотно-адаптивного сенсора (рис. 26.22).

Время реакции (Reaction Time) определяет скорость нарастания частоты стимуляции при активизации частотно-адаптивного сенсора. Время реакции измеряется в секундах (от 0 до 60 с). Чем ниже значение данного параметра, тем быстрее возрастает частота стимуляции (рис. 26.23).

Время восстановления (Recovery Time) определяет скорость снижения частоты стимуляции при деактивации частотно-адаптивного сенсора. Время восстановления измеряется в минутах (от 1 до 16 мин). Чем выше значение данного параметра, тем медленнее снижается частота стимуляции при прекращении физической нагрузки (рис. 26.24).

VVIR – однокамерная желудочковая частотно-адаптивная стимуляция. Под данным режимом стимуляции понимают однокамерную стимуляцию желудочков (V), имеется функция детекции спонтанных R-волн (V) и частотно-адаптивная функция (R). ЭКС осуществляется при снижении частоты спонтанного желудочкового ритма ниже установленного значения базовой частоты стимуляции и прекращается в случае превышения спонтанным

Время реакции

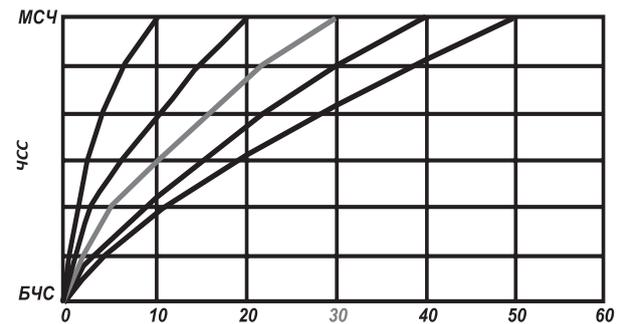


Рис. 26.23 Алгоритм – время реакции (Reaction Time). БЧС – базовая частота стимуляции; МСЧ – максимальная сенсорная частота

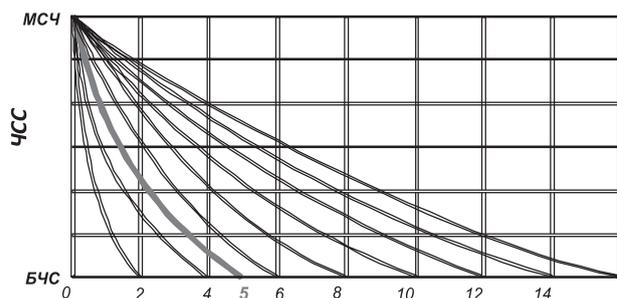
Время восстановления

Рис. 26.24. Алгоритм – время восстановления (*Recovery Time*). БЧС – базовая частота стимуляции; МСЧ – максимальная сенсорная частота

ритмом сердца установленных частотных границ (**I** – ингибирующий механизм управления работой ЭКС). Ингибирующий механизм управления подразумевает отсутствие (прекращение) стимуляции при адекватной спонтанной активности желудочков, сенсорируемой устройством в указанной камере сердца (**V** – желудочек, т.е. R-запрещающая стимуляция желудочков, где **R** – зубец комплекса QRS, не путать с **R** – функцией частотной модуляции). Необходимо отметить что когда частотно-адаптивный сенсор находится в неактивном состоянии, ингибция стимуляции происходит в случае превышения спонтанной частотой сокращений желудочков базовой частоты стимуляции. При активизации частотно-адаптивного сенсора стимуляция будет осуществляться с сенсорной частотой, величина которой будет определяться параметрами, регулирующими работу сенсора. Следовательно, ингибция стимуляции во время физической нагрузки возможна в том случае, если спонтанная частота желудочковых сокращений превысит сенсорную частоту стимуляции.

Точка приложения стимуляции и детекции спонтанных биоэлектрических сигналов расположена в правом желудочке сердца. Данный вид электрокардиотерапии, также как и VVI-ЭКС, приводит к нарушению адекватной предсердно-желудочковой синхронизации.

AAIR – однокамерная предсердная частотно-адаптивная стимуляция. Под данным режимом стимуляции понимают однокамерную стимуляцию предсердий (**A**), имеется функция детекции спонтанных P-волн (**A**) и частотно-адаптивная функция (**R**). ЭКС осуществляется при снижении частоты спонтанного предсердного ритма ниже установленного значения базовой частоты стимуляции и прекращается в случае превышения спонтанным ритмом сердца установленных частотных границ (**I** – ингибирующий механизм управления работой ЭКС). Ингибирующий механизм управления подразумевает отсутствие

(прекращение) стимуляции при адекватной спонтанной предсердной активности, сенсорируемой устройством в указанной камере сердца (**A** – предсердие, т.е. P-запрещающая стимуляция предсердий, где **P** – зубец, иллюстрирующий электрическую активацию предсердий). Как и при режиме VVIR, частота однокамерной предсердной частотно-адаптивной ЭКС может определяться либо базовой частотой стимуляции (при отсутствии физических нагрузок), либо сенсорной частотой стимуляции (при активизации частотно-адаптивного сенсора). Ингибция стимуляции происходит в случае, когда частота спонтанного синусового ритма превысит либо базовую, либо сенсорную частоту стимуляции.

Точка приложения стимуляции и детекции спонтанных биоэлектрических сигналов расположена в правом предсердии (невозможно использовать у пациентов с нарушениями АВ-проводимости). При данном виде электрокардиотерапии сохраняется адекватная предсердно-желудочковая синхронизация и имеется возможность частотной адаптации (модуляции) ритма сердца у пациентов с признаками хронотропной недостаточности.

DDIR – двухкамерная (предсердно-желудочковая) частотно-адаптивная электрокардиостимуляция. При данном виде ЭКС возможна стимуляция как предсердий, так и желудочков (**D**), детекция спонтанных биоэлектрических сигналов также осуществляется в двух камерах (**D**), спонтанная активность может ингибировать стимуляцию как предсердий, так и желудочков (**I**), имеется функция частотно-адаптивной стимуляции (**R**).

В том случае если спонтанная частота предсердного ритма (при синусовом ритме или суправентрикулярной аритмии) превысит либо базовую, либо сенсорную частоту ЭКС, стимуляция предсердий будет ингибирована. При этом стимуляция будет продолжаться в однокамерном желудочковом частотно-адаптивном режиме (VVIR-ЭКС). Полная ингибция стимуляции произойдет при превышении частотой спонтанного желудочкового ритма частоты стимуляции (базовой или сенсорной). Данный двухкамерный режим стимуляции (как и DDI-ЭКС) неспособен обеспечивать P-синхронизирующую стимуляцию желудочков и тем самым обеспечивать адекватный физиологический ответ на учащение частоты предсердного ритма. В связи с этим показания к использованию данных режимов электрокардиостимуляции практически идентичны.

Триггерные режимы ЭКС

Триггерные режимы стимуляции – режимы ЭКС, при которых осуществляется электрокардиостимуляция и имеется функция детекции



Рис. 26.25. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий однокамерный желудочковый режим стимуляции с триггерным механизмом управления (VVT-режим)

спонтанных биоэлектрических сигналов сердца (P- и/или R-волн). При этих режимах стимуляция осуществляется с фиксированной частотой, и при детекции спонтанной активности сердца, частота которой превышает фиксированную частоту ЭКС, начинает осуществляться синхронизированная с воспринятой спонтанной активностью стимуляция. В триггерном режиме может осуществляться как однокамерная желудочковая (режим VVT), так и предсердная (режим AAT) электрокардиостимуляция.

VVT – однокамерная желудочковая стимуляция в триггерном режиме (рис. 26.25). Под данным режимом стимуляции понимают однокамерную стимуляцию желудочков (V), имеется функция детекции спонтанных R-волн (V). ЭКС при отсутствии спонтанной желудочковой активности осуществляется с базовой частотой стимуляции, а при детекции спонтанного желудочкового ритма с частотой, превышающей базовую частоту, осуществляется стимуляция желудочков, синхронизируемая с воспринятой желудочковой активностью (T-триггерный механизм управления работой ЭКС).

Таким образом, VVT-стимуляцию можно охарактеризовать как R-синхронизированную (R-запускаемую) стимуляцию желудочков (рис. 26.26). Помимо недостатков, присущих однокамерной стимуляции желудочков, для VVT-ЭКС характерна неоправданная потеря

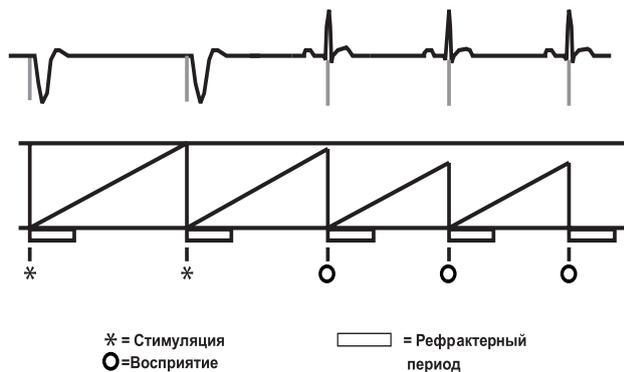


Рис. 26.26. Временные интервалы стимуляции в режиме VVT

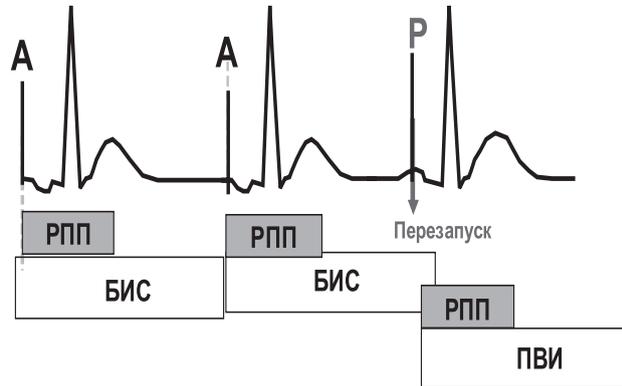


Рис. 26.27. Фрагмент ЭКС, иллюстрирующий стимуляцию в режиме AAT. А – стимулирующий импульс; Р – спонтанная предсердная активность; РПП – рефрактерный период предсердий; БИС – базовый интервал стимуляций; ПВИ – предсердный выскальзывающий период

энергии и учащающая стимуляция при восприятии внешних сигналов. В настоящее время данный режим электрокардиостимуляции используется в диагностических целях для проведения теста, направленного на измерение амплитуды спонтанной R-волны. В исключительных ситуациях этот режим стимуляции можно использовать в терапевтических целях для профилактики нежелательной ингибции ЭКС.

AAT – однокамерная стимуляция предсердий в триггерном режиме (рис. 26.27). Под данным режимом стимуляции понимают однокамерную стимуляцию предсердий (A), имеется функция детекции спонтанных P-волн (A), и ЭКС при отсутствии спонтанной предсердной активности осуществляется с базовой частотой стимуляции, а при детекции спонтанного предсердного ритма с частотой, превышающей базовую частоту, осуществляется P-синхронизированная стимуляция предсердий (T-триггерный механизм управления работой ЭКС).

Для AAT-ЭКС, также как и для вышеописанного режима стимуляции, характерна неоправданная потеря энергии и учащающая стимуляция при восприятии внешних сигналов. В настоящее время AAT-режим электрокардиостимуляции используется в диагностических целях при проведении теста, направленного на измерение амплитуды спонтанной P-волны. В исключительных ситуациях этот режим стимуляции можно использовать в терапевтических целях для профилактики нежелательной ингибции ЭКС.

Синхронизирующие режимы ЭКС

Синхронизирующие режимы электрокардиостимуляции – это режимы ЭКС, которые способны поддерживать в ходе стимуляции адекват-

ную атриовентрикулярную синхронизацию, т.е. способны осуществлять предсердно-синхронизированную стимуляцию желудочков и тем самым обеспечивать адекватный физиологический ответ на увеличение частоты предсердного ритма. Данные системы ЭКС способны воспринимать спонтанные биоэлектрические сигналы как из предсердий, так и из желудочков. Синхронизирующие режимы ЭКС комбинируют в себе оба механизма регулирования стимуляции (ингибирующий и триггерный). В настоящее время разработаны как однокамерные, так и двухкамерные Р-синхронизирующие системы электрокардиостимуляции. Особенностью однокамерных систем ЭКС является то, что для поддержания адекватной Р-синхронизированной стимуляции желудочков требуется адекватная спонтанная активность предсердий. В противном случае данные системы ЭКС будут работать как однокамерные VVI-стимуляторы. В двухкамерных синхронизирующих системах имеются также возможность стимуляции предсердий и функция частотной адаптации сердечного ритма.

VDD – однокамерная Р-синхронизированная стимуляция желудочков (V), имеется функция детекции спонтанной активности и предсердий, и желудочков (D). Стимуляция желудочков осуществляется с сохранением адекватной предсердно-желудочковой синхронизации. При данном виде ЭКС используется как ингибирующий (R-запрещающая стимуляция желудочков, где R – зубец комплекса QRS, не путать с R – функцией частотной модуляции), так и триггерный механизм управления работы электрокардиостимулятора (D). Триггерный механизм управления подразумевает запуск стимуляции желудочков в ответ на адекватную электрическую активность сердца, сенсорируемую в предсердиях (Р-индуцированная стимуляция желудочков, где Р – зубец, иллюстрирующий электрическую активизацию предсердий).

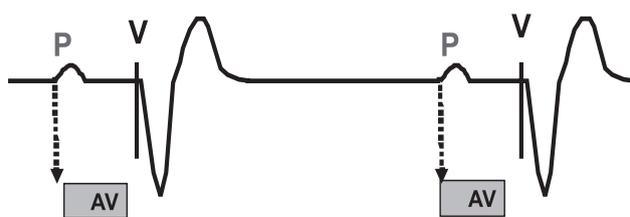


Рис. 26.28. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий однокамерную предсердно-синхронизированную стимуляцию желудочков (VDD-стимуляция). Р – спонтанное сокращение предсердий (спонтанная Р-волна); AV – предсердно-желудочковая (атриовентрикулярная) задержка; V – стимулирующий импульс, нанесенный на желудочки (синхронизированный со спонтанной Р-волной)

На рис. 26.28 приведен фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий электрокардиостимуляцию в режиме VDD с базовой частотой стимуляции, равной 60 имп/мин. Необходимым условием эффективной стимуляции в режиме VDD является превышение частоты спонтанного предсердного ритма базовой частоты стимуляции. После восприятия спонтанного предсердного сигнала запускается интервал атриовентрикулярной (AV) задержки. **Атриовентрикулярная задержка** при стимуляции в режиме VDD – это интервал, который начинается от спонтанного предсердного события и заканчивается нанесением стимула на желудочек при условии, что в этот временной период не будет воспринято спонтанное желудочковое сокращение. В большинстве случаев значение AV-задержки устанавливается в пределах от 150 до 180 мс. Таким образом, если за период AV-задержки не происходит спонтанного сокращения желудочков, осуществляется Р-синхронизированная стимуляция желудочков. При детекции спонтанного желудочкового события в период AV-задержки происходит ингибция стимуляции. Адекватная предсердно-желудочковая синхронизация будет сохраняться до момента достижения спонтанным ритмом предсердий частоты, равной установленному значению максимальной частоты синхронизации. **Максимальная частота синхронизации** (верхняя граница частоты стимуляции) – частота, до достижения которой синхронизированная со спонтанной предсердной активностью стимуляция желудочков осуществляется в соотношении 1:1.

Максимальная частота синхронизации определяется как собственно цифровым значением этого параметра, так и величиной общего предсердного рефрактерного периода (рис. 26.29).

Общий рефрактерный период предсердий (ОРПП) начинается сразу после воспринятой спонтанной Р-волны. Этот период складывается

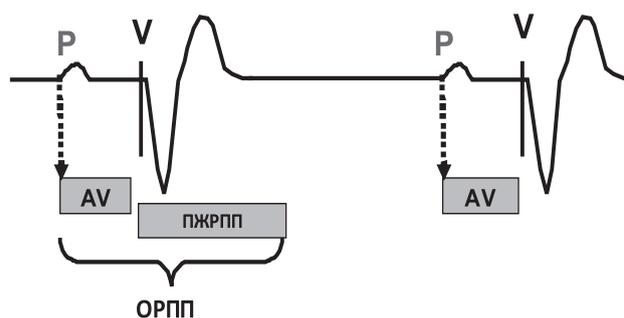


Рис. 26.29. Общий предсердный рефрактерный период. ОРПП – общий рефрактерный период предсердий, состоящий из интервала атриовентрикулярной задержки (AV) и постжелудочкового рефрактерного периода предсердий (ПЖРПП)

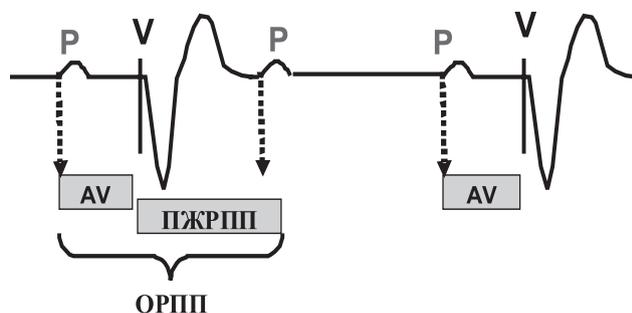


Рис. 26.30. Фрагмент ЭКС, иллюстрирующий Р-синхронизацию в соотношении 2:1. ОРПП – общий рефрактерный период предсердий; AV – интервал атриовентрикулярной задержки; ПЖРПП – постжелудочковый рефрактерный период предсердий

из интервалов атриовентрикулярной задержки и постжелудочкового рефрактерного периода предсердий (ПЖРПП).

Если интервал между последовательными спонтанными Р-волнами будет больше интервала общего рефрактерного периода предсердий, будет осуществляться Р-синхронизованная стимуляция желудочков в соотношении 1:1. Так, при ОРПП, равном 400 мс (и соответственном значении максимальной частоты синхронизации > 150 уд/мин), синхронизация в соотношении 1:1 будет продолжаться до тех пор, пока частота предсердного ритма не превысит 150 уд/мин ($60000 \text{ мс} / 150 \text{ уд/мин} = 400 \text{ мс}$). Если ОРПП будет равным 500 мс, то адекватная синхронизация будет сохраняться до тех пор, пока частота предсердного ритма не превысит 120 уд/мин (даже если максимальная частота синхронизации выше). Таким образом, если РР-интервал становится меньше ОРПП, спонтанные Р-волны начинают попадать в рефрактерный период предсердий, и Р-синхронизация продолжается в соотношении 2:1 (рис. 26.30).

Если величина ОРПП позволяет сохранять синхронизацию в соотношении 1:1 до частоты предсердного ритма 150 уд/мин (400 мс), но при этом величина максимальной частоты синхронизации меньше (например, 120 уд/мин), то адекватная предсердно-желудочковая синхронизация будет сохраняться до частоты максимальной синхронизации.

Если частота предсердного ритма превысит максимальную частоту синхронизации (но интервал РР будет больше ОРПП), то аппарат ЭКС начнет выдавать периодику Венкебаха (рис. 26.31). При дальнейшем увеличении частоты предсердного ритма, когда интервал РР станет меньше ОРПП, синхронизация продолжится в соотношении 2:1.

Как видно из рис. 26.31, при реализации алгоритма аппаратной периодики Венкебаха про-

исходит удлинение атриовентрикулярной задержки, для того чтобы частота сенсорируемого предсердного ритма соответствовала максимальной частоте стимуляции.

На рис. 26.32 представлена схема, иллюстрирующая аппаратную периодику Венкебаха. Значение данного показателя можно рассчитать, разделив частоту предсердного ритма на максимальную частоту синхронизации.

Рассмотрим пример: частота предсердного ритма 140 уд/мин, максимальная частота синхронизации 120 имп/мин. Расчет периодики Венкебаха: $140/120 = 14/12 = 7/6$. Следовательно, синхронизация будет осуществляться в соотношении 7 к 6. Необходимо также помнить, что для реализации данного механизма важным является значение ОРПП. Так, для реализации данного механизма ОРПП должен быть менее 428 мс ($60000 \text{ мс} / 140 \text{ уд/мин} = 428 \text{ мс}$), при большем значении ОРПП механизм периодики Венкебаха не будет реализован, так как спонтанные Р-волны будут попадать в предсердную рефрактерность, и синхронизация будет осуществляться в соотношении 2:1.

Таким образом, у рефрактерного периода предсердий при режиме стимуляции VDD, в отличие от ААI-ЭКС, имеются две основные функции. Первая функция заключается в том, что ОРПП предотвращает восприятие отдаленных внутрисердечных биосигналов (стимулирующего импульса на желудочки и/или желудочкового комплекса) или внешних помех, которые могут привести к триггированию желудочковой

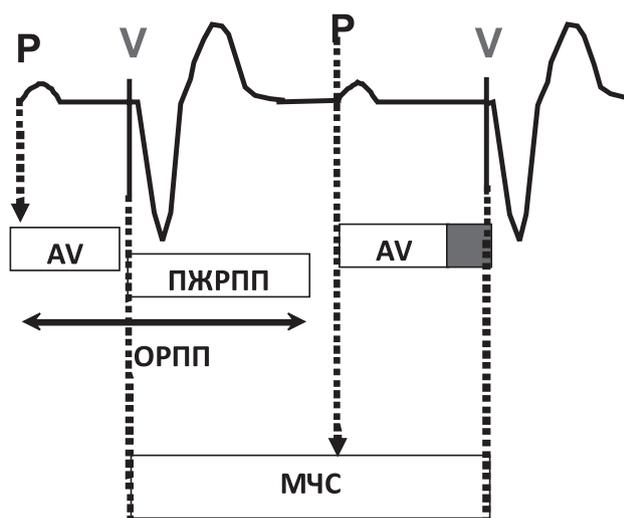


Рис. 31. Фрагмент ЭКС, иллюстрирующий аппаратную периодику Венкебаха. ОРПП – общий рефрактерный период предсердий; ПЖРПП – постжелудочковый рефрактерный период предсердий; МЧС – максимальная частота синхронизации; AV – атриовентрикулярная задержка

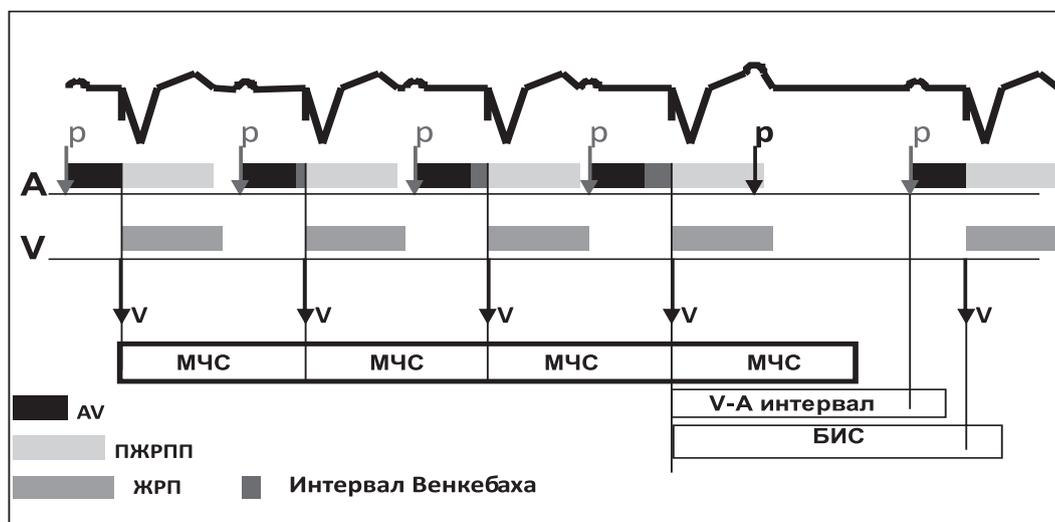


Рис. 26.32. Схема, иллюстрирующая аппаратную периодику Венкебаха. МЧС – максимальная частота синхронизации; AV – атриовентрикулярная задержка; ПЖРПП – постжелудочковый рефрактерный период предсердий; ЖРП – желудочковый рефрактерный период; БИС – базовый интервал стимуляции; V-A – выскальзывающий интервал

стимуляции (что приведет к неоправданному увеличению частоты стимуляции). Вторая немаловажная функция заключается в том, что ОРПП, помимо параметра максимальной частоты синхронизации, ограничивает частоту P-синхронизированной стимуляции желудочков.

Максимальная частота стимуляции и предсердный рефрактерный период являются параметрами, ограничивающими частотные рамки P-синхронизированной желудочковой стимуляции. Эти алгоритмы способствуют безопасному использованию синхронизирующих систем ЭКС у пациентов с пароксизмальными суправентрикулярными нарушениями ритма сердца. В настоящее время в современных синхронизирующих системах ЭКС для этого имеется так называемый алгоритм Mode Switching (алгоритм переключения режимов стимуляции в ответ на пароксизмы суправентрикулярной тахикардии). Подробно данный алгоритм будет рассмотрен при описании двухкамерных синхронизируемых режимов ЭКС.

Желудочковый рефрактерный период (ЖРП) начинается сразу после нанесенного на желудочки стимулирующего импульса или после воспринятой спонтанной R-волны. ЖРП необходим для предотвращения восприятия аппаратом искусственно вызванного комплекса QRS и зубца T, а также конечной части спонтанного комплекса QRS. Необходимо помнить, что установка большого значения ЖРП снижает окно восприятия спонтанных желудочковых сигналов. Если величина ЖРП устанавливается больше значения ПЖРПП, может возникнуть конкуренция ритмов.

При VDD-стимуляции точка приложения ЭКС расположена в правом желудочке сердца, а точ-

ки детекции спонтанных биоэлектрических сигналов – в правом предсердии и правом желудочке. Существенным недостатком данного вида ЭКС является то, что при снижении частоты спонтанного предсердного ритма ниже установленных значений базовой частоты стимуляции нарушается предсердно-желудочковая синхронизация (режим VDD переходит в режим VVI), так как отсутствует возможность стимуляции предсердий. Данный вид постоянной электрокардиотерапии неприменим у пациентов с признаками синусовой хронотропной недостаточности.

DDD – двухкамерная электрокардиостимуляция. При данном виде ЭКС возможна стимуляция как предсердий, так и желудочков (D), спонтанные биоэлектрические сигналы воспринимаются также в двух камерах (D), имеется комбинированный механизм управления работой ЭКС (D) – ингибирующий и триггерный. Данный вид стимуляции позволяет сохранять адекватную предсердно-желудочковую синхронизацию постоянно, так как при снижении частоты спонтанного предсердного ритма ниже установленных значений минимальной (базовой) частоты стимуляции осуществляется последовательная стимуляция как предсердий, так и желудочков. В ситуации, когда частота спонтанного предсердного ритма превышает минимальную частоту стимуляции, осуществляется однокамерная P-синхронизированная (т.е. предсердно-синхронизированная) стимуляция желудочков (VDD-ЭКС).

При DDD-ЭКС используется как ингибирующий (P- и R-запрещающая стимуляция, где R – зубец комплекса QRS, не путать с R – функцией частотной модуляции, а P – зубец, иллюст-

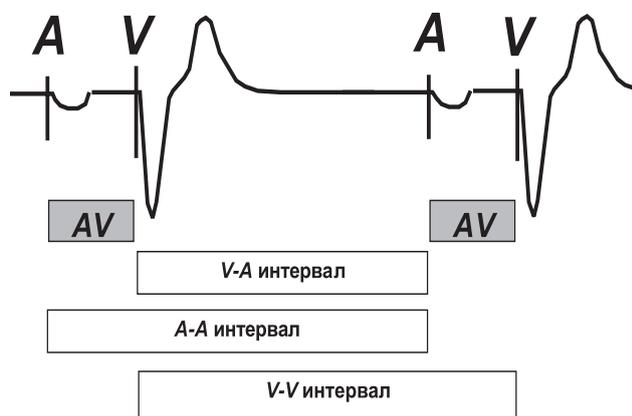


Рис. 26.33. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий двухкамерную электрокардиостимуляцию (DDD-стимуляция) с базовой частотой стимуляции 60 имп/мин. А – стимулирующий импульс, нанесенный на предсердия; AV – предсердно-желудочковая (атриовентрикулярная) задержка; V – стимулирующий импульс, нанесенный на желудочки; А-А-интервал – интервал между двумя последовательными предсердными стимулирующими импульсами – базовый интервал предсердной стимуляции (при базовой частоте стимуляции 60 имп/мин А-А-интервал равен 1000 мс); V-V-интервал – интервал между двумя последовательными желудочковыми стимулирующими импульсами – базовый интервал желудочковой стимуляции (при базовой частоте стимуляции 60 имп/мин V-V-интервал равен 1000 мс); V-A-интервал – интервал между желудочковым импульсом и последующим стимулирующим импульсом на предсердия – предсердный выскальзывающий период (V-A равен V-V (А-А) минус AV-задержка)

рирующий электрическую активацию предсердий), так и триггерный (Р-индуцированная стимуляция желудочков, где Р – зубец, иллюстрирующий электрическую активацию предсердий) механизм управления работой электрокардиостимулятора. Если частота спонтанного предсердного ритма ниже установленного значения базовой частоты стимуляции, наносится стимулирующий импульс на предсердия. В том случае если за период запрограммированной АВ-задержки не происходит спонтанного со-

кращения, стимулятором наносится импульс на желудочки (рис. 26.33).

Атриовентрикулярная (АВ) задержка при стимуляции в режиме DDD – это интервал, который начинается от предсердного события (от нанесенного на предсердия стимула или спонтанного предсердного события) и заканчивается нанесением стимула на желудочек при условии, что в этот временной период не будет воспринято спонтанное желудочковое сокращение.

В настоящее время имеется несколько вариантов АВ-задержки, используемых в современных двухкамерных системах электрокардиостимуляции.

Фиксированная атриовентрикулярная задержка является постоянным временным интервалом, длительность которого не изменяется ни в зависимости от того, начинается ли он после искусственно вызванного или спонтанного предсердного события, ни в зависимости от изменения частоты Р-синхронизированной желудочковой стимуляции.

Атриовентрикулярная задержка со сдвигом – при этом типе АВ-задержки ее величина зависит от того, после какого предсердного события запускается временной интервал (спонтанного или искусственного). Как видно из рис. 26.34, при установленном значении АВ-задержки в 200 мс в случае восприятия спонтанной Р-волны реальное время атриовентрикулярного проведения удлиняется приблизительно на 30 мс. Это происходит потому, что при последовательной предсердно-желудочковой стимуляции Р-волна (искусственно вызванное предсердное сокращение) полностью находится в интервале АВ-задержки. В случае спонтанного предсердного сокращения Р-волна частично располагается в интервале атриовентрикулярной задержки, так как для адекватной детекции спонтанного предсердного биоэлектрического сигнала необходимо время

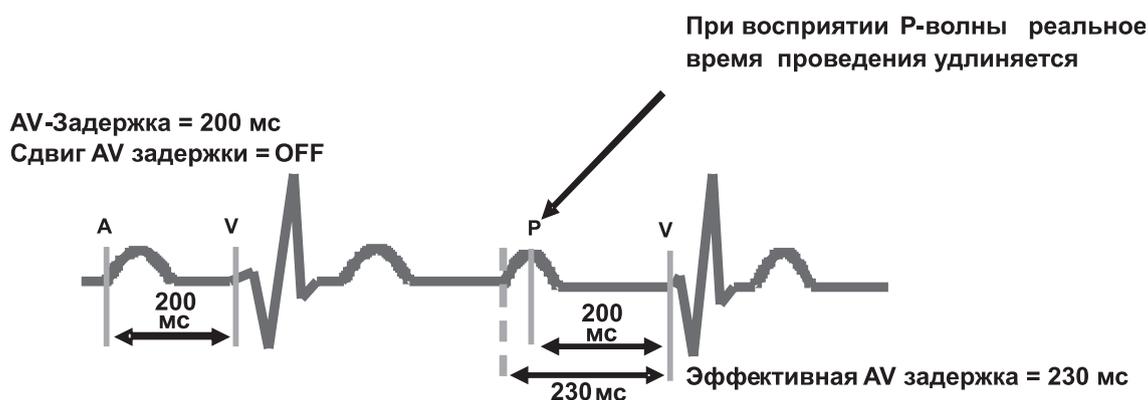


Рис. 26.34. Схема, иллюстрирующая запуск интервала атриовентрикулярной задержки после искусственного или спонтанного предсердного события

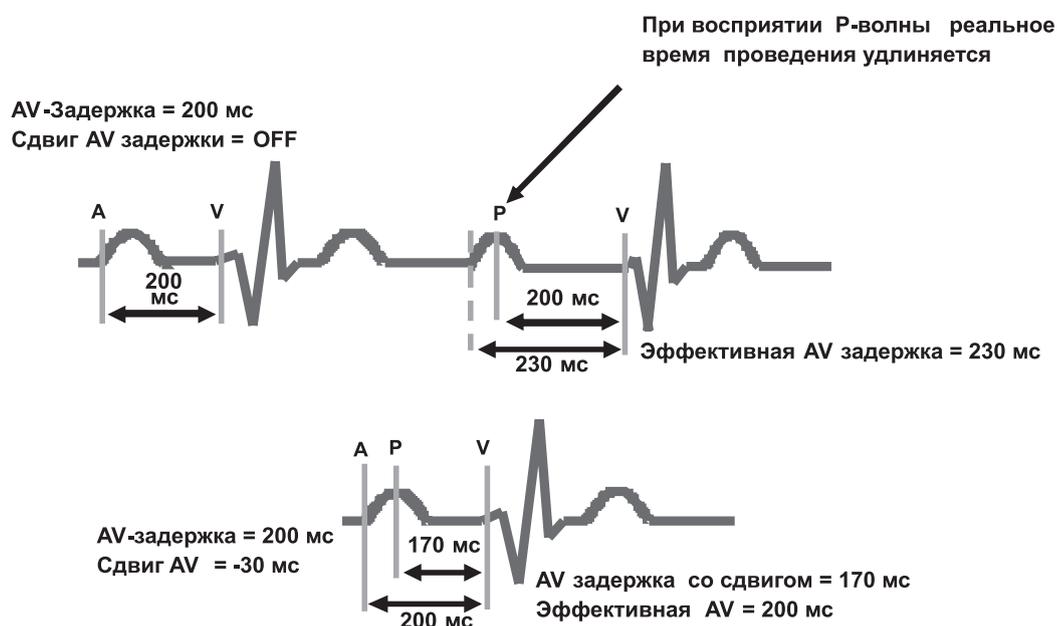


Рис. 26.35. Схема, иллюстрирующая сдвиг интервала атриовентрикулярной задержки после спонтанного предсердного события для обеспечения равного времени эффективной АВ-задержки при стимуляции или детекции предсердий

на распространение волны деполяризации по миокарду предсердий.

Следовательно, для обеспечения равного времени эффективной АВ-задержки интервал АВ-задержки, запускаемый спонтанным предсердным сигналом, должен быть на 30 мс короче интервала АВ-задержки, начинающегося от нанесенного стимулирующего импульса на предсердия (рис. 26.35).

Динамическая атриовентрикулярная задержка является переменным временным интервалом, величина которого зависит от частоты желудочковой стимуляции. Данный вид АВ-задержки обеспечивает более физиологическое изменение интервала А-V, имитируя естественное укорочение интервала P-R при увеличении частоты сердечных сокращений. По мере учащения ритма происходит укорочение АВ-задержки пропорционально изменению интервала V-V (рис. 26.36).

Необходимо отметить, что укорочение времени АВ-задержки происходит в каждом кардиоцикле по мере увеличения частоты сокращений предсердий до достижения минимального значения АВ-задержки (рис. 26.37).



Рис. 26.36. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий реализацию алгоритма динамической (частотно-адаптивной) атриовентрикулярной задержки

Алгоритм частотно-адаптивной АВ-задержки реализуется как в условиях учащающейся P-синхронизированной стимуляции желудочков, так и при частотно-адаптивной электрокардиостимуляции в условиях активации сенсора активности.

Как было сказано выше, общий рефрактерный период предсердий складывается из интервала АВ-задержки и времени постжелудочкового рефрактерного периода предсердий. Следовательно, в условиях динамически изменяющейся АВ-задержки при увеличении частоты стимуляции будет происходить укорочение ОРПП. Это позволяет увеличить окно восприятия спонтан-

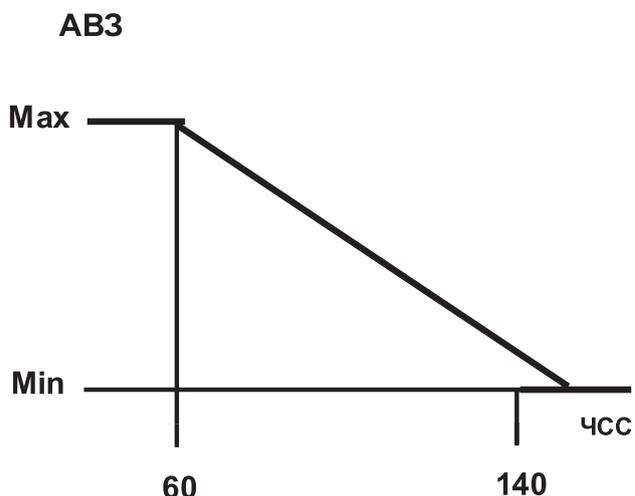


Рис. 26.37. Динамическое изменение времени атриовентрикулярной задержки в зависимости от частоты предсердных сокращений

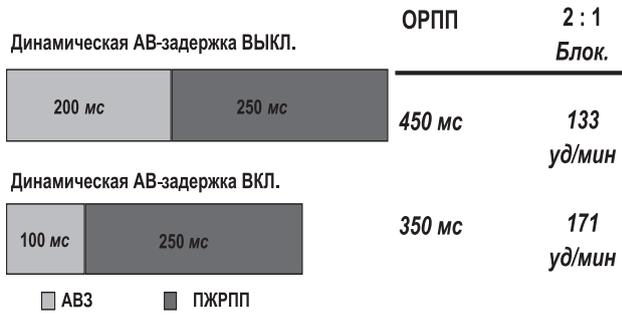


Рис. 26.38. Схема, иллюстрирующая увеличение частоты предсердного ритма, при которой начнется деление 2:1 в условиях реализации алгоритма динамической АВ-задержки. ОРПП – общий рефрактерный период предсердий; АВЗ – атриовентрикулярная задержка; ПЖРПП – постжелудочковый рефрактерный период предсердий

ных предсердных событий и расширяет частотные границы, при которых начинается Р-синхронизируемая стимуляция с проведением 2:1.

Рассмотрим пример (рис. 26.38) реализации вышеописанного механизма при длительности ОРПП 450 мс (атриовентрикулярная задержка – 200 мс + постжелудочковый рефрактерный период предсердий – 250 мс). При отключенной функции частотной адаптации АВ-задержки величина ОРПП останется постоянной вне зависимости от частоты стимуляции. При этом стимуляция 2:1 начнется при достижении предсердным ритмом частоты 133 уд/мин (60000 мс/450 мс), так как спонтанные Р-волны начнут попадать в предсердную рефрактерность (не будут восприниматься аппаратом). При активации динамической АВ-задержки учащение предсердного ритма вызовет сокращение данного интервала до 100 мс. Это приведет к тому, что продолжительность ОРПП уменьшится до

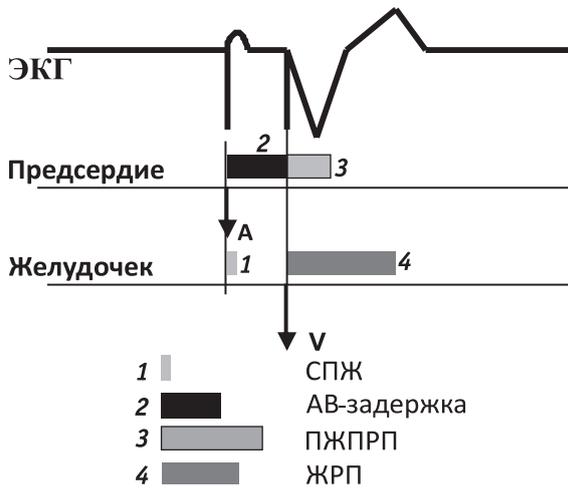


Рис. 26.39. Временные циклы двухкамерной ЭКС. СПЖ – слепой период желудочков; ПЖРПП – постжелудочковый рефрактерный период предсердий; ЖРП –желудочковый рефрактерный период

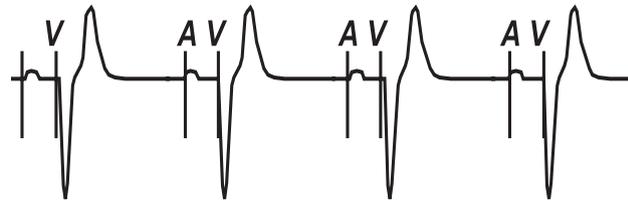


Рис. 26.40. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий двухкамерную электрокардиостимуляцию (DDD-стимуляция). А – стимулирующий импульс, нанесенный на предсердия; V – стимулирующий импульс, нанесенный на желудочки

350 мс (АВ-задержка – 100 мс + ПЖРПП – 250 мс) и частотные границы, при которых начнется реализовываться алгоритм деления 2:1, увеличатся до 171 уд/мин (60000 мс/350 мс).

В зависимости от частоты спонтанного предсердного ритма и состояния АВ-проводимости возможны несколько вариантов двухкамерной DDD-ЭКС. При низкой частоте спонтанного предсердного ритма (ниже базовой частоты стимуляции) и нарушенном АВ-проведении будет осуществляться двухкамерная «секвенциальная» ЭКС с установленной базовой частотой (рис. 26.39 и 26.40).

В ситуации, когда частота спонтанного предсердного ритма ниже базовой частоты стимуляции, а АВ-проводимость не нарушена (т.е. в период установленной атриовентрикулярной задержки происходят спонтанные желудочковые сокращения), осуществляется предсердная стимуляция с установленной базовой частотой (рис. 26.41 и 26.42).

При сохраненной адекватной спонтанной активности предсердий (частота предсердного ритма превышает базовую частоту стимуляции), но

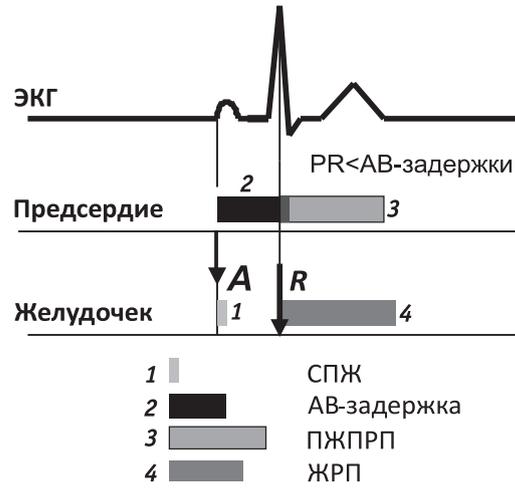


Рис. 26.41. Временные циклы двухкамерной ЭКС. СПЖ – слепой период желудочков; ПЖРПП – постжелудочковый рефрактерный период предсердий; ЖРП –желудочковый рефрактерный период



Рис. 26.42. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий двухкамерную электрокардиостимуляцию при сохраненной нормальной АВ-проводимости (AAI-стимуляция). А – стимулирующий импульс, нанесенный на предсердия

в условиях нарушенной АВ-проводимости (за период установленной АВ-задержки не происходит спонтанных сокращений желудочков) будет реализована предсердно-синхронизированная стимуляция желудочков в режиме VDD (рис. 26.43 и 26.44). Адекватная предсердно-желудочковая синхронизация будет сохраняться до момента достижения спонтанным ритмом предсердий частоты, равной установленному значению максимальной частоты синхронизации.

Если имеются эпизоды, когда частота предсердного ритма сердца превышает базовую частоту стимуляции и нет признаков нарушения атриовентрикулярной проводимости, будет происходить полное ингибирование работы электрокардиостимулятора (рис. 26.45).

При DDD-ЭКС точки приложения стимуляции и детекции спонтанных биоэлектрических сигналов расположены в двух камерах сердца (в правом предсердии и правом желудочке). Недостатком данного вида ЭКС является отсутствие возможности частотной адаптации сердечного ритма у пациентов с признаками хронотропной недостаточности.

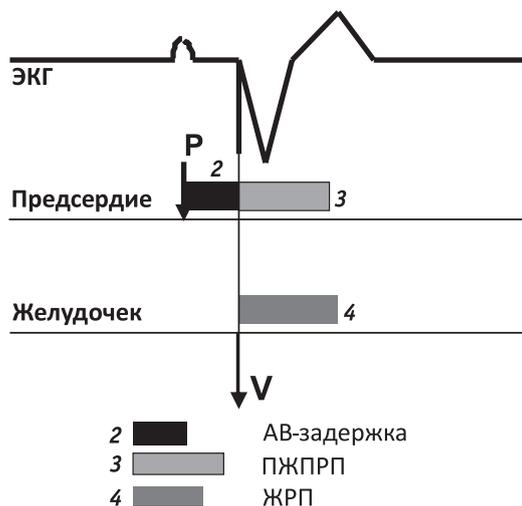


Рис. 26.43. Временные циклы двухкамерной ЭКС. ПЖПРП – постжелудочковый рефрактерный период предсердий; ЖРП – желудочковый рефрактерный период

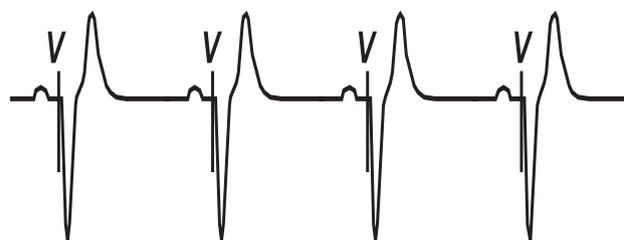


Рис. 26.44. Фрагмент ЭКГ, иллюстрирующий двухкамерную электрокардиостимуляцию (VDD-стимуляция). V – стимулирующий импульс, нанесенный на желудочки

Работа двухкамерного электрокардиостимулятора управляется временными таймерами. В настоящее время существует два варианта таймеров. Первый вариант таймера, функционирующий на основе анализа желудочковых событий, – **желудочковый таймер (V-V Timing)**. Вторым вариантом таймера функционирует на основе анализа предсердных событий – **предсердный таймер (A-A Timing)**.

Рассмотрим вначале работу **желудочкового таймера**. В этом случае базовый интервал стимуляции складывается из интервалов атриовентрикулярной задержки и предсердного выскальзывающего интервала (ПВИ, или V-A-интервал). При двухкамерной последовательной (секвенциальной) стимуляции базовый предсердный (A-A-интервал) и базовый желудочковый (V-V-интервал) интервалы стимуляции равны.

Желудочковое событие (спонтанное или искусственно вызванное) разряжает (перезапускает) таймеры. Так как интервал V-A (предсердный выскальзывающий период) запускается желудочковым событием (спонтанным или искусственно вызванным), его величина является фиксированной для заданной частоты и АВ-задерж-

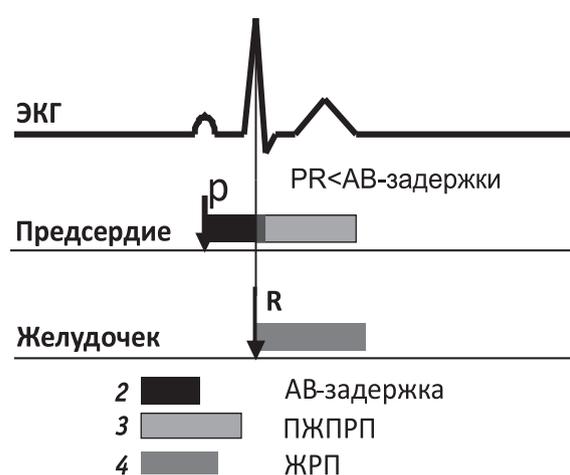


Рис. 26.45. Временные циклы двухкамерной ЭКС. ПЖПРП – постжелудочковый рефрактерный период предсердий; ЖРП – желудочковый рефрактерный период

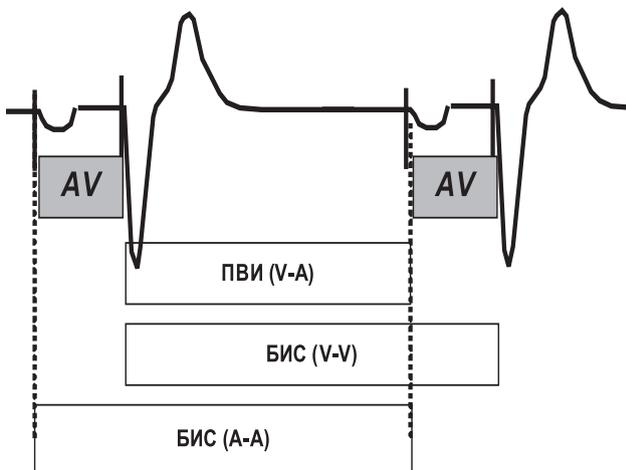


Рис. 26.46. Желудочковый таймер. AV – атриоventрикулярная задержка; ПВИ (V-A) – предсердный выскальзывающий интервал; БИС (A-A) – предсердный базовый интервал стимуляции; БИС (V-V) – желудочковый базовый интервал стимуляции; при последовательной предсердно-желудочковой стимуляции базовые интервалы стимуляции предсердий и желудочков равны

ки. Величина интервала V-A равна базовому интервалу стимуляции минус величина атриоventрикулярной задержки (БИС-AB-задержка) (рис. 26.46).

Базовый интервал стимуляции в случае использования желудочкового таймера будет определяться по интервалу V-V (в случае последовательной предсердно-желудочковой стимуляции) или по интервалу R-V (в случае детекции спонтанного желудочкового события) (рис. 26.47).

В случае нормального спонтанного атриоventрикулярного проведения будет осуществляться одноканальная предсердная электрокардиостимуляция. При этом интервал между предсердным стимулирующим импульсом и спонтанной R-волной будет короче установленной величины АВ-задержки. Так как величина интервала V-A (выскальзывающий период предсердий) фиксирована и интервалы A-A (интервал между двумя последовательно нанесенными предсердными импульсами) и RR

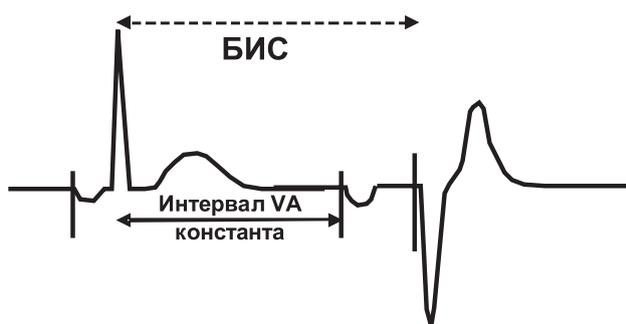


Рис. 26.47. Базовый интервал стимуляции (БИС) при спонтанной желудочковой активности

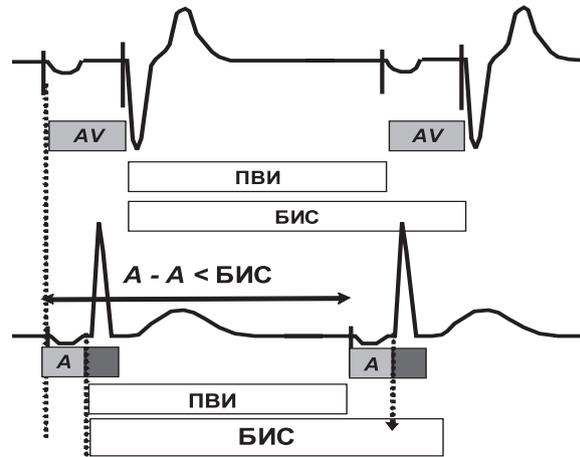


Рис. 26.48. Работа желудочкового таймера при последовательной предсердно-желудочковой стимуляции и при стимуляции в условиях спонтанной АВ-проводимости (ААI-ЭКС). ПВИ – предсердный выскальзывающий интервал; БИС – базовый интервал стимуляции; A-A – интервал между последовательно нанесенными предсердными импульсами; AV – атриоventрикулярная задержка

(интервал между двумя последовательными спонтанными комплексами QRS) будут меньше величины базового интервала стимуляции, то стимуляция предсердий будет осуществляться с частотой, превышающей базовую частоту стимуляции (рис. 26.48).

Как было сказано выше, при нормальном спонтанном АВ-проведении V-R-интервал будет короче базового интервала стимуляции (рис. 26.49). Рассмотрим пример работы желудочкового таймера. При базовой частоте стимуляции 60 имп/мин и АВ-задержке 200 мс базовый интервал стимуляции будет составлять 1000 мс (60000 мс/60 имп/мин), а V-A-интервал (выскальзывающий интервал предсердий) будет соответственно равен 800 мс (БИС минус АВ-задержка). Предположим, что время спонтанного АВ-проведения будет составлять 150 мс (интервал от предсердного стимула до спонтанной R-волны). Так как интервал V-A является величиной постоянной, то при отсутствии спонтанной предсердной актив-

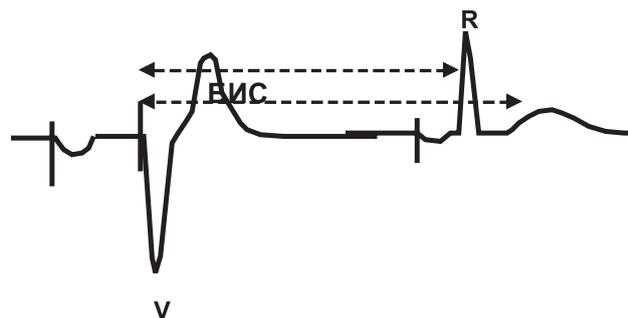


Рис. 26.49. Временные интервалы при наличии спонтанного АВ-проведения (интервал V-R меньше базового интервала стимуляции)

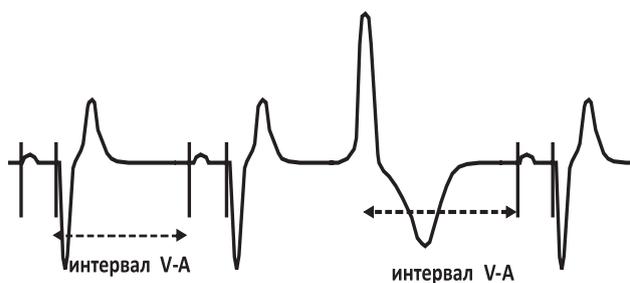


Рис. 26.50. Полное ингибирование стимуляции желудочковой экстрасистолой

ности (Р-волны) стимул будет нанесен на предсердие через 800 мс. Следовательно, интервал стимуляции станет равным 950 мс: V-A-интервал (800 мс) + (150 мс) время спонтанного АВ-проведения. При таком интервале стимуляции частота стимуляции предсердий составит 63 имп/мин (60000 мс/950 мс).

Необходимо также отметить, что при работе желудочкового таймера любая воспринятая желудочковая экстрасистола (вне зоны желудочкового рефрактерного периода) ингибирует стимуляцию по обоим каналам и перезапускает таймер, т.е. запускает очередной интервал V-A (рис. 26.50).

В случае использования **предсердного таймера** (рис. 26.51) базовый интервал стимуляции при двухкамерной последовательной (секвенциальной) ЭКС также складывается из интервалов атриовентрикулярной задержки и предсердного выскальзывающего интервала (ПВИ, или V-A-интервала).

Базовый интервал стимуляции в условиях работы предсердного таймера запускается предсердным событием (искусственно вызванным или спонтанным). Желудочковое событие не оказывает влияния на перезапуск временного интервала. Следовательно, величина интервала V-A (предсердного выскальзывающего интервала) не будет фиксирована для заданной частоты стимуляции и АВ-задержки. Наоборот, при на-

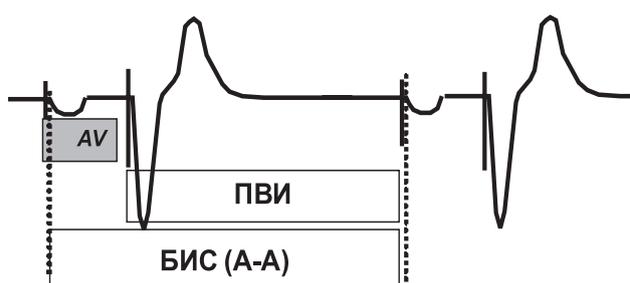


Рис. 26.51. Предсердный таймер. AV – атриовентрикулярная задержка; ПВИ (V-A) – предсердный выскальзывающий интервал; БИС (А-А) – предсердный базовый интервал стимуляции

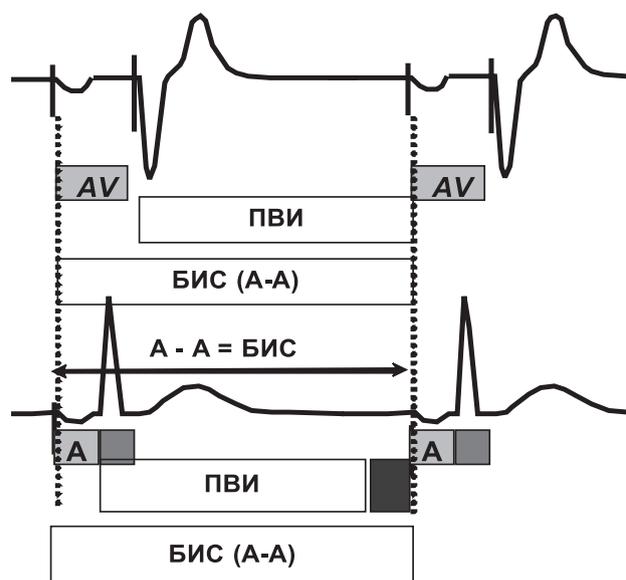


Рис. 26.52. Работа предсердного таймера при последовательной предсердно-желудочковой стимуляции и при стимуляции в условиях спонтанной АВ-проводимости (ААI-ЭКС). AV – атриовентрикулярная задержка; ПВИ (V-A) – предсердный выскальзывающий интервал; БИС (А-А) – предсердный базовый интервал стимуляции; А-А – интервал между последовательно нанесенными предсердными стимулирующими импульсами

личии спонтанного атриовентрикулярного проведения (стимуляция в режиме ААI) его величина будет больше значения интервала V-A при секвенциальной (предсердно-желудочковой) стимуляции из-за различия между временем запрограммированной АВ-задержки и временем спонтанного атриовентрикулярного проведения. Это приведет к тому, что интервалы А-А и RR будут соответствовать величине базового интервала стимуляции (рис. 26.52).

Так как желудочковое событие не разряжает таймер, при нормальном АВ-проведении интервал R-V будет больше или равен базовому интервалу стимуляции (рис. 26.53).

Желудочковая экстрасистола (как и при работе желудочкового таймера) ингибирует сти-

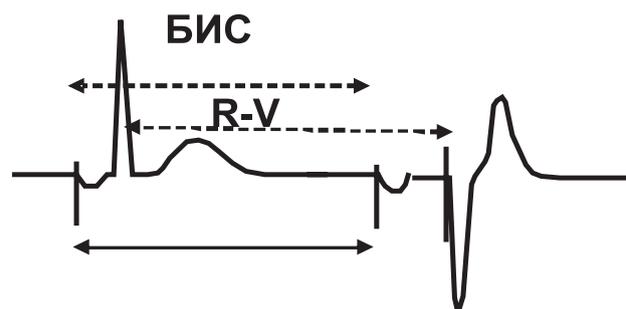


Рис. 26.53. Временные интервалы при наличии спонтанного АВ-проведения. Интервал R-V больше базового интервала стимуляции



Рис. 26.54. Полное ингибирование стимуляции желудочковой экстрасистолой

муляцию по обоим каналам и запускает интервал A-A (рис. 26.54).

Желудочковая экстрасистола, возникшая в период предсердного выскальзывающего интервала, блокирует генерирование импульса как по желудочковому, так и по предсердному каналу, давая начало новому выскальзывающему предсердному интервалу. В случае работы предсердного таймера после желудочковой экстрасистолы произойдет перезапуск как счетчика интервала PP, так и таймера АВ-задержки. Следовательно, в случае последовательной предсердно-желудочковой стимуляции произойдет увеличение интервала R-V на величину запрограммированной АВ-задержки, т.е. интервал стимуляции будет равен расстоянию от желудочковой экстрасистолы до стимула, нанесенного на предсердие, а не на желудочек. Таким образом, после восприятия желудочковой экстрасистолы будет регистрироваться как бы компенсаторная пауза – «техническая компенсаторная пауза».

Слепой период (BLANKING) – это временной интервал в двухкамерных электрокардиостимуляторах, начинающийся с момента нанесения стимула в одной камере сердца и продолжающийся некоторое время после него, в течение которого цепь чувствительности противоположной камеры сердца не восприимчива к электрическим сигналам, возникающим при генерировании импульса.

Слепые периоды предназначены для того, чтобы профилактировать перекрестное восприятие электрических сигналов, возникающих при нанесении стимулирующего импульса в противоположной камере, например восприятие предсердным каналом сигналов из желудочка, возникающих при его стимуляции и наоборот. В случае перекрестного восприятия сигналов может нарушиться адекватная электрокардиостимуляция. При восприятии предсердной цепью чувствительности сигналов, возникающих при нанесении стимула на желудочки, может возникнуть неадекватное учащение желудочковой стимуляции вследствие того, что воспринятые

дополнительные ложные сигналы могут имитировать спонтанную активность предсердий и тем самым триггировать Р-синхронизированную стимуляцию желудочков.

При восприятии желудочковой цепью чувствительности сигналов, возникающих при нанесении стимула на предсердие, может возникнуть ингибирование нанесения желудочкового стимула (так как воспринятые ложные сигналы могут имитировать спонтанную активность желудочков), что в свою очередь может привести к уменьшению частоты стимуляции.

Слепой период желудочков предназначен для предотвращения восприятия желудочковым каналом стимула, нанесенного на предсердие. Этот временной интервал начинается с момента нанесения стимулирующего импульса на предсердие. В случае спонтанного предсердного сокращения запуск слепого периода желудочков не происходит.

Слепой период предсердий служит для предотвращения восприятия предсердным каналом стимула, нанесенного на желудочек, и начинается с момента нанесения стимулирующего импульса на желудочек. Как и в случае с желудочковым слепым периодом, спонтанное желудочковое событие не вызывает запуск слепого периода предсердий.

Следует также отметить, что в отличие от слепых периодов интервал окна восприятия (анализа) помех запускается как спонтанными, так и искусственно вызванными предсердными и/или желудочковыми событиями (рис. 26.55).

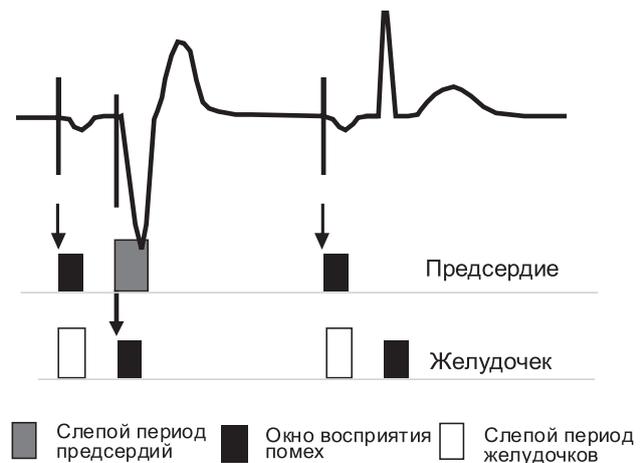


Рис. 26.55. Слепые периоды желудочков и предсердий. Слепые периоды начинаются с момента нанесения стимулирующего импульса на противоположную камеру (предсердный слепой период начинается после нанесения импульса на желудочек, а желудочковый – соответственно после нанесения импульса на предсердие). В случае детекции спонтанной активности в одной камере слепой период противоположной камеры не запускается

Факторы, влияющие на перекрестное восприятие предсердным каналом чувствительности стимулов, нанесенных на желудочки: высокая амплитуда желудочкового импульса, высокое значение чувствительности предсердного канала, недостаточный интервал слепого периода предсердий, монополярная конфигурация желудочкового стимула, монополярная конфигурация чувствительности предсердного канала.

Факторы, влияющие на перекрестное восприятие желудочковым каналом чувствительности стимулов, нанесенных на предсердия: высокая амплитуда предсердного импульса, высокое значение чувствительности желудочкового канала, недостаточный интервал слепого периода желудочков, монополярная конфигурация предсердного стимула, монополярная конфигурация чувствительности желудочкового канала.

Mode switching (переключение режимов) – алгоритм двухкамерных электрокардиостимуляторов, позволяющий осуществлять автоматическое переключение режимов стимуляции в ответ на пароксизмальные суправентрикулярные нарушения ритма сердца. Данный алгоритм наряду с максимальной частотой синхронизации и рефрактерным периодом предсердий предназначен для ограничения максимальной частоты желудочковой стимуляции (рис. 26.56).

Однако алгоритм переключения режимов стимуляции имеет несомненные преимущества над вышеприведенными механизмами ограничения частотных границ Р-синхронизированной стимуляции желудочков. При отсутствии данной функции в случае развития суправентрикулярной тахикардии (например, пароксизма фибрилляции предсердий) пациент будет находиться на максимальной частоте синхронизации весь период времени до восстановления синусового ритма. При высоких значениях максимальной частоты

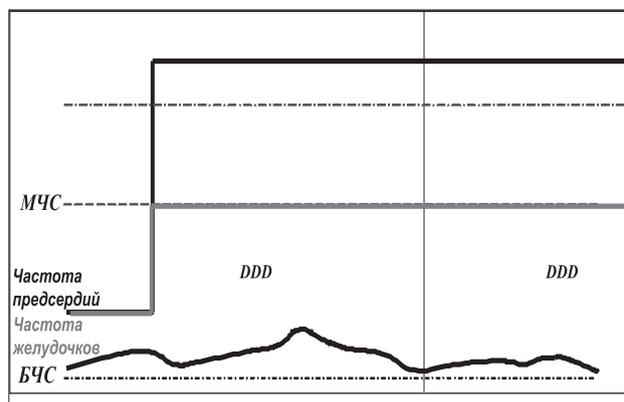


Рис. 26.56. Схема, иллюстрирующая стимуляцию в двухкамерном режиме в случае пароксизма развития суправентрикулярной тахикардии. МЧС – максимальная ЧСС; БЧС – базовая ЧСС

синхронизации (например, 130–140 имп/мин) длительная стимуляция с высокой частотой будет иметь выраженные отрицательные гемодинамические моменты (особенно у пациентов с ишемической болезнью сердца). Снижение максимальной частоты синхронизации до 80–90 имп/мин обеспечит больным лучшую переносимость пароксизмов суправентрикулярной тахикардии. Однако при синусовом ритме это значительно нивелирует положительный гемодинамический эффект от адекватного физиологического ответа на увеличение частоты предсердного ритма, так как адекватная Р-синхронизированная стимуляция желудочков будет осуществляться только до указанных частотных границ.

При работе алгоритма Mode switching устанавливается значение частоты ответа на суправентрикулярную тахикардию (например, 170 имп/мин). При превышении частотой предсердного ритма величины данного показателя электрокардиостимулятор перейдет на максимальную частоту синхронизации. В течение восьми последовательных кардиоциклов аппарат ЭКС проведет детекцию данного события с целью подтверждения того, что нарушение предсердного ритма укладывается в критерии суправентрикулярной тахикардии (продолжительное значительное увеличение частоты предсердного ритма). В случае подтверждения данных критериев электрокардиостимулятор автоматически переключит режим стимуляции. При стимуляции в режиме DDD стимуляция продолжится в режиме DDI, а при VDD-ЭКС – в режиме стимуляции VDI. Как было изложено выше, при данных режимах стимуляции отсутствует возможность предсердно-синхронизированной стимуляции желудочков (так как отсутствует триггерный механизм управления работой аппарата ЭКС). Фактически на момент суправентрикулярной тахикардии больной будет находиться на однокамерной желудочковой электрокардиостимуляции «по требованию» (VVI-ЭКС). Поскольку при стимуляции в режимах DDI/VDI сохранена функция детекции спонтанной активности предсердий при восстановлении синусового ритма (частота предсердного ритма ниже частоты ответа на суправентрикулярную тахикардию), аппарат автоматически вернется к исходным режимам стимуляции DDD или VDD (рис. 26.57).

При работе алгоритма автоматического переключения режимов стимуляции в двухкамерных частотно-адаптивных системах ЭКС имеется возможность сохранения частотной адаптации на момент переключения режима стимуляции в ответ на пароксизм суправентрикулярной тахикардии. При этом режим стимуляции DDDR будет

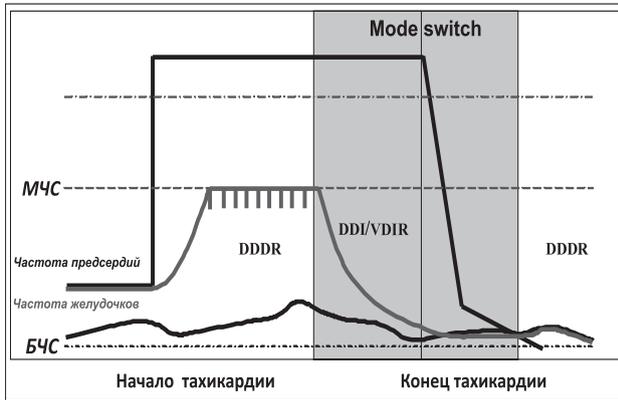


Рис. 57. Схема, иллюстрирующая работу алгоритма Mode switching (переключение режимов). МЧС – максимальная ЧСС; БЧС – базовая ЧСС

переходить на DDIR-ЭКС. Следовательно, при переключении режимов стимуляции больной будет находиться на однокамерной желудочковой частотно-адаптивной стимуляции (VVIR-ЭКС). Это позволит обеспечить адекватную частотную адаптацию сердечного ритма в зависимости от физиологических потребностей организма.

DDDR – двухкамерная частотно-адаптивная электрокардиостимуляция. При данном виде ЭКС возможна стимуляция как предсердий, так и желудочков (**D**), спонтанные биоэлектрические сигналы воспринимаются также в двух камерах (**D**), реализуется комбинированный механизм управления работой ЭКС (**D**) (ингибирующий и триггерный), имеется также частотно-адаптивная функция (**R**). Данный вид стимуляции позволяет сохранять адекватную предсердно-желудочковую синхронизацию постоянно, так как при снижении частоты спонтанного предсердного ритма ниже установленных значений минимальной (базовой) частоты стимуляции осуществляется последовательная стимуляция как предсердий, так и желудочков. В ситуации, когда частота спонтанного предсердного ритма превышает минимальную частоту стимуляции, осуществляется однокамерная P-синхронизированная (т.е. предсердно-синхронизированная) стимуляция желудочков (VDD-ЭКС).

При DDDR-ЭКС используется как ингибирующий (P- и R-запрещающая стимуляция, где R – зубец комплекса QRS, не путать с R-функцией частотной модуляции, а P – зубец, иллюстрирующий электрическую активацию предсердий), так и триггерный (P-индуцированная стимуляция желудочков, где P – зубец, иллюстрирующий электрическую активацию предсердий) механизмы управления работы электрокардиостимулятора. Если частота спонтанного предсердного ритма ниже установленного

значения базовой частоты стимуляции, наносится стимулирующий импульс на предсердия. В том случае если за период запрограммированной АВ-задержки не происходит спонтанного сокращения, стимулятором наносится импульс на желудочки.

Данный вид постоянной электрокардиостимуляции является наиболее современным и полностью устраняет недостатки вышеописанных режимов ЭКС.

При последовательной предсердно-желудочковой ЭКС стимуляция осуществляется с частотой, соответствующей базовому интервалу стимуляции (в случае отсутствия адекватной спонтанной активности предсердий и желудочков). При этом режиме стимуляции базовый интервал равен сумме интервала АВ-задержки и высказывающего периода предсердий. Необходимо отметить, что интервалы стимуляции предсердий и желудочков равны (рис. 26.58).

Если частота спонтанных предсердных сокращений начинает превышать базовую частоту стимуляции (PP-интервал больше БИС), то стимуляция осуществляется в режиме VDD (P-синхронизированная стимуляция желудочков). При этом V-V-интервал и ПВИ меньше БИС. Адекватная синхронизированная стимуляция желудочков будет сохраняться до момента достижения предсердным ритмом максимальной частоты синхронизации (до момента, когда V-P-интервал не станет равен интервалу МЧС). При этом если интервал МЧС больше интервала постжелудочкового рефрактерного периода

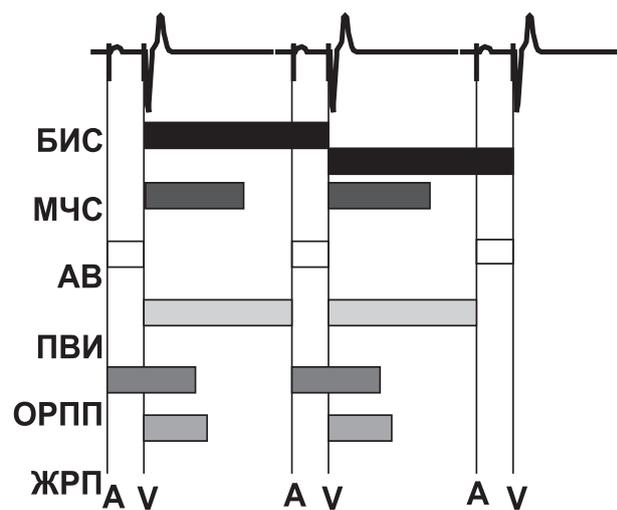


Рис. 26.58. Временные интервалы DDD-ЭКС. БИС – базовый интервал стимуляции; МЧС – максимальная частота синхронизации; АВ – интервал атриовентрикулярной задержки; ПВИ – предсердный высказывающий интервал; ОРПП – общий рефрактерный период предсердий; ЖРП – желудочковый рефрактерный период

предсердий, то при дальнейшем увеличении частоты предсердного ритма начинает реализовываться аппаратная периодика Венкебаха. Данная периодика поддерживается до момента совпадения интервалов V-P и ПЖРПП, когда и начинается синхронизация в соотношении 2:1 (так как спонтанные P-волны начинают попадать в предсердную рефрактерность и не детектируются). Если интервалы МЧС и ПЖРПП равны, блокада 2:1 начинается при достижении частотой предсердного ритма максимальной частоты синхронизации. Необходимо отметить, что если интервал ПЖРПП больше интервала МЧС, то P-синхронизированная стимуляция желудочков в соотношении 2:1 начнется до момента достижения частотой предсердного ритма максимальной частоты синхронизации (рис. 26.59).

При низкой частоте спонтанного предсердного ритма, но сохраненном спонтанном атриовентрикулярном проведении стимуляция будет осуществляться в режиме ААI (рис. 26.60). При этом интервал A-R будет меньше интервала атриовентрикулярной задержки. При работе желудочкового таймера интервал стимуляции предсердий будет меньше базового интервала стимуляции (т.е. частота предсердной стимуляции больше базовой частоты стимуляции). Это происходит потому, что при работе желудочкового таймера предсердный выскальзывающий интервал (интервал V-A) является величиной постоянной. Следовательно, БИС (равен сумме ПВИ и АВ-задержки), определяющий в данной ситуации частоту предсердной стимуляции, сокращается на разницу между интервалом A-R и АВ-задержкой.

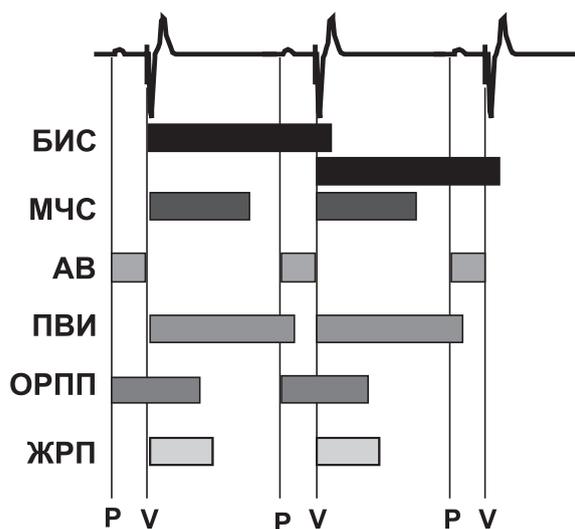


Рис. 26.59. Временные интервалы VDD-ЭКС. БИС – базовый интервал стимуляции; МЧС – максимальная частота синхронизации; АВ – интервал атриовентрикулярной задержки; ПВИ – предсердный выскальзывающий интервал; ОРПП – общий рефрактерный период предсердий; ЖРП – желудочковый рефрактерный период

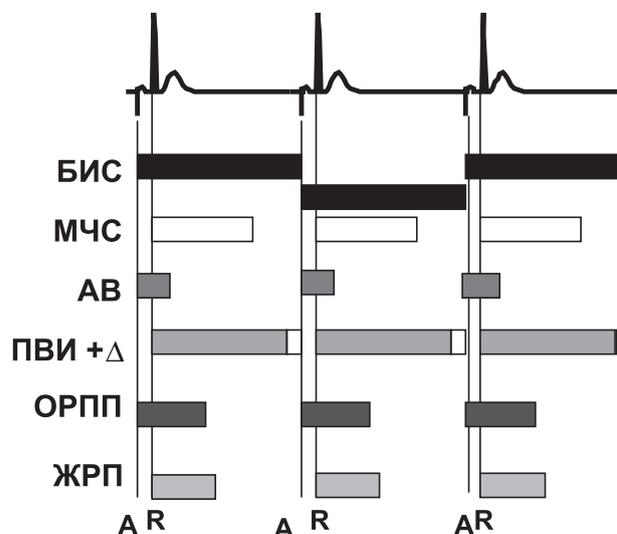


Рис. 26.60. Временные интервалы ААI-ЭКС. БИС – базовый интервал стимуляции; МЧС – максимальная частота синхронизации; АВ – интервал атриовентрикулярной задержки; ПВИ – предсердный выскальзывающий интервал; ОРПП – общий рефрактерный период предсердий; ЖРП – желудочковый рефрактерный период

При реализации алгоритма предсердного таймирования увеличение частоты стимуляции предсердий в случае ААI-ЭКС не произойдет, т.е. интервалы A-A и RR будут равны БИС. Это происходит потому, что при предсердном таймировании величина интервала V-A (ПВИ) является величиной переменной. При наличии спонтанного АВ-проведения величина ПВИ будет больше значения интервала V-A при DDD-ЭКС на разницу между временем запрограммированной АВ-задержки и временем спонтанного атриовентрикулярного проведения.

Необходимо отметить, что вышеописанные алгоритмы управления работой ЭКС реализуются в условиях дезактивизации частотно-адаптивного сенсора. При активизации функции частотной адаптации ритма базовый интервал стимуляции будет определяться сенсорной частотой стимуляции.

Мониторующие режимы ЭКС

Мониторующие режимы стимуляции – режимы ЭКС, при которых имеется функция восприятия спонтанных биоэлектрических сигналов из камер сердца, но отсутствует функция стимуляции и, следовательно, не реализуется ни один из двух механизмов управления работой аппарата ЭКС. В мониторирующем режиме могут функционировать как однокамерная желудочковая (режим OVO) или предсердная (режим OAO) системы ЭКС, так и двухкамерный (режим ODO) электрокардиостимулятор. Данные режимы ЭКС могут быть использованы как

временные в современных системах электрокардиостимуляции, обладающие диагностическими возможностями и функцией телеметрии. Это может помочь оценить состояние спонтанного ритма сердца (его частотные характеристики, наличие пароксизмальных и эктопических нарушений).

ОВО – однокамерный мониторирующий желудочки режим ЭКС. При этом режиме функция стимуляции отсутствует (**O**), осуществляется детекция спонтанной желудочковой активности (**V**) и не работает ни один из механизмов управления ЭКС (**O**).

ОАО – однокамерный мониторирующий предсердия режим ЭКС. При этом режиме функция стимуляции отсутствует (**O**), осуществляется детекция спонтанной предсердной активности (**A**) и не работает ни один из механизмов управления ЭКС (**O**).

ОДО – двухкамерный мониторирующий режим ЭКС. При этом режиме функция стимуляции отсутствует (**O**), осуществляется детекция спонтанной активности как предсердий, так желудочков (**D**) и не работает ни один из механизмов управления ЭКС (**O**).

Оптимизация выбора видов и режимов постоянной ЭКС у пациентов с брадисистолическими формами нарушений ритма сердца и проводимости

В настоящее время разработаны и внедрены в повседневную клиническую практику алгорит-

мы оптимального выбора видов и режимов постоянной электрокардиостимуляции у пациентов с брадисистолическими формами нарушений ритма сердца и проводимости.

На рис. 26.61 представлен алгоритм выбора режимов электрокардиостимуляции у пациентов с синдромом слабости синусового узла, разработанный рабочей группой по электрокардиостимуляции Немецкого кардиологического научного общества.

У пациентов с синдромом слабости синусового узла без признаков нарушения атриовентрикулярной проводимости целесообразно использовать однокамерные предсердные системы ЭКС. В случае адекватной хронотропной реакции синусового узла на нагрузку возможно использование предсердных demand-систем ЭКС (режим стимуляции ААI).

При отсутствии клинически значимой брадикардии в состоянии покоя (преобладающий характер брадиаритмии) предпочтение нужно отдавать ЭКС в режиме ААI с низкой базовой частотой стимуляции (40–50 имп/мин). Если у больного имеется клинически значимая брадикардия в покое (стойкий характер брадиаритмии), то выбор должен быть сделан в пользу однокамерной предсердной ЭКС «по требованию» с достаточно высокой базовой частотой стимуляции (более 60 имп/мин).

При наличии у больного с СССУ признаков хронотропной недостаточности методом выбора должна быть однокамерная предсердная частот-

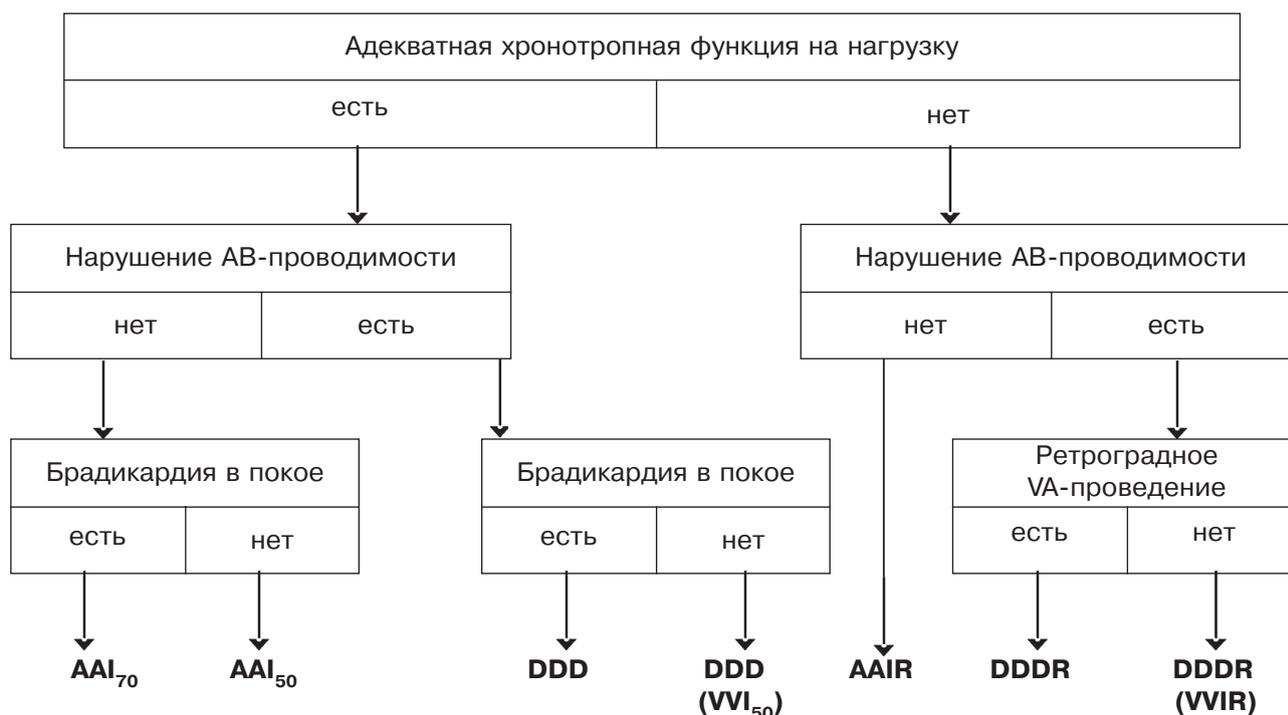


Рис. 26.61. Алгоритм выбора оптимального вида и режима электрокардиотерапии при синдроме слабости синусового узла

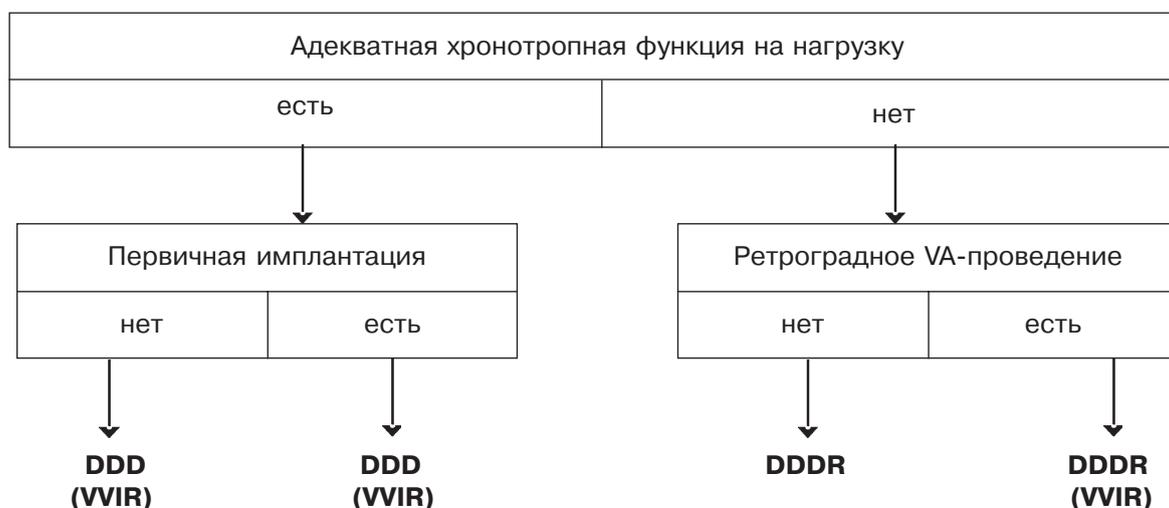


Рис. 62. Алгоритм выбора оптимального вида и режима электрокардиотерапии при нарушении АВ-проводимости

но-адаптивная электрокардиотерапия (режим стимуляции AAIR).

При наличии у пациентов с CCCУ признаков нарушения АВ-проводимости (антероградная точка Венкебаха менее 120–130 имп/мин) показана имплантация двухкамерных систем электрокардиостимуляции. При адекватной хронотропной реакции на нагрузку возможно использование электрокардиостимуляции в режиме DDD, а в случае наличия у больных с CCCУ признаков хронотропной недостаточности методом выбора является двухкамерная частотно-адаптивная электрокардиотерапия (DDDR-ЭКС).

На рис. 26.62 представлен алгоритм выбора режимов электрокардиостимуляции у пациентов с нарушениями атриовентрикулярной проводимости, разработанный рабочей группой по электрокардиостимуляции Немецкого кардиологического научного общества.

При выборе вида постоянной электрокардиостимуляции у пациентов с нарушениями атриовентрикулярной проводимости предпочтение нужно отдавать системам ЭКС, обеспечивающим адекватную атриовентрикулярную синхронизацию. При наличии у больного адекватной хронотропной реакции на нагрузку возможно использование однокамерной Р-синхронизированной стимуляции желудочков (режим VDD) либо двухкамерной электрокардиостимуляции в режиме DDD. При наличии у больных с нарушениями АВ-проводимости признаков хронотропной недостаточности методом выбора является двухкамерная частотно-адаптивная электрокардиотерапия.

В практической работе определенные сложности могут возникнуть при выборе оптимального режима ЭКС у пациентов с брадисистолической формой фибрилляции предсердий. Основным

показанием к постоянной электрокардиотерапии у данной категории больных является снижение частоты желудочковых ответов в покое ниже критического уровня и/или неспособность к адекватному приросту частоты сердечного ритма в ответ на физическую нагрузку. В первом случае оптимальной может явиться однокамерная желудочковая ЭКС «по требованию» (режим VVI), а однокамерная желудочковая частотно-адаптивная электрокардиостимуляция в режиме VVIR позволяет компенсировать неадекватность прироста сердечного ритма на нагрузку у пациентов с признаками хронотропной недостаточности.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящее время общепризнанным является тот факт, что целями постоянной электрокардиотерапии пациентов с брадисистолическими формами нарушений ритма сердца и проводимости являются не только сохранение жизни больного, но и профилактика внезапной сердечной смерти, увеличение продолжительности жизни пациента, профилактика сердечной недостаточности, тромбоэмболических осложнений и инсультов, лечение и профилактика пароксизмальных форм нарушений сердечного ритма, профилактика развития постоянной формы фибрилляции предсердий, а также улучшение работоспособности и качества жизни пациента.

В связи с этим в современной кардиологической практике принята концепция *физиологической электрокардиостимуляции*. Данная концепция определяет, что при проведении постоянной электрокардиотерапии необходимо осуществлять сохранение или восстановление адекватной предсердно-желудочковой синхронизации и снижение (при возможности) процента навязанного

ритма сердца. Необходимо также обеспечить адекватную адаптацию сердечного ритма у пациентов с признаками хронотропной недостаточности.

СПИСК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бабский Е.Б., Бердяев С.Ю., Хорунжий Л.А. Изменение ионной проводимости мембраны волокон-проводителей ритма, лежащие в основе автоматии. Биофизика мембран. Каунас, 1973:52–64.
2. Бабский Е.Б., Ульянинский Л.С. Автоматия водителей сердца и ее подавление высокой частотой возбуждения. Физиол Журнал СССР 1974; 8:1199–1209.
3. Исаков И.И., Кушаковский М.С., Журавлева Р.Б. Клиническая электрокардиография. Нарушения сердечного ритма и проводимости. Л, 1984:11–51.
4. Михайлов С.С. Клиническая анатомия сердца. М: Медицина, 1987:138–163.
5. Михайлов С.С., Чукбар А.В. Топография элементов проводящей системы сердца человека. Архив анатомии, гистологии и эмбриологии 1982; 6:56–67.
6. Полушин И.Н. Электрофизиологическая характеристика клеточных механизмов деятельности синусового узла. Автореф дис...д-ра мед наук. Каунас, 1975:12–15.
7. Синев А.Ф., Крымский Л.Д. Хирургическая анатомия проводящей системы сердца. М: Медицина, 1985:111.
8. Синев А.Ф., Крымский Л.Д. Новое в анатомии проводящей системы сердца. Диагностическая и лечебная электростимуляция сердца. Каунас: Мед. Институт, 1983:240.
9. Фогельсон Л.И. Современные данные об ультраструктуре и функции проводящей системы сердца и их значение в выяснении патогенеза аритмии сердца. Клиническая медицина 1973; 6:28–41.
10. Adrian R. Potassium chloride movement and the membrane potential of frog muscle. J Physiol 1960; 151:154.
11. Anderson R, Taylor I. Development of atrioventricular specialized tissue in the human heart. Br Heart J 1972; 34:1205.
12. Anderson R, Ho S. The location and vascular supply of the sinus node in the human heart. Br Heart J 1979; 41:28.
13. Anderson R, Becker A, Trantum-Jense J. Anatomico-electrophysiological correlations in the conduction system. Br Heart J 1981; 45:67–82.
14. Barks J, Bosman C, Cochrane J. Congenital cardiac arrhythmias. Lancet 1964; 2:531.
15. Becker A, Anderson R. Morphology of the human atrioventricular junctional area. In Wellens H., Lie K., Janse M. (Eds): The Conduction System of the Heart: Structure, Function and clinical Implications. Leiden H., Stenfert Kroese B. V. 1976:263.
16. Bouman L, Jongasma H. Structure and function of sinoatrial node. Eur Heart J 1979; 7:94–104.
17. Brooks H., Lu H. The sinoatrial pacemaker of the heart. Springfield 1972; 9:191.
18. DeMello W. Membrane lipids and cardiac electrogenesis. DeMello W. (Ed.) Electrical Phenomena in the Heart. NY: Academic Press 1972:89.
19. DiFrancesco D. A new interpretation of the pacemaker current in Purkinje fibers. J Physiol 1981;314:359–376.
20. Dighton D. Sinoatrial block: Autonomic influences and clinical assessment. Br Heart J 1975; 37:321.
21. El-Sherif N, Gough W, Zeiler R, Mehra R. Triggered ventricular rhythms in 1-day-old myocardial infarction in the dog. Circ Rec 1983; 52:566.
22. Greenwood R, Finkelstein D, Monheit R. Sinoatrial heart block with Wenckebach phenomenon. Am J Cardiol 1961; P:141.
23. Guimond C, Peuch P. Intra-His bundle block (102 cases). Eur J Cardiol 1976; 4:481.
24. Han J. Incidence of ectopic beats as a function of basis rate in the ventricle. Am Heart J 1966; 72:632.
25. Hoffman B, Cranefield P. Electrophysiology of the Heart. NY: McGraw-Hill 1960:324.
26. Holden W, McAnulty J, Rahimotoola S. Characterization of heart rate response to exercise in the sick sinus syndrome. Br Heart J 1978;40:923.
27. Howse N, Ferrans V, Hibbs R. A comparative histochemical and electron microscopic study of the surface of cardiac muscle cells. J Mol Cell Cardiol 1970; 1:57.
28. James T. Anatomy of the human sinus node. Anat Rec 1961; 141:109.
29. James T. The connecting pathways between sinus node and the A-V node and between the right and left atrium in the human heart. Am Heart J 1963; 66:498.
30. James T, Scherf L, Fine G. Comparative ultrastructure of the sinus node in man and dog. Circulation 1966;34:139.
31. James T. Adrenergic mechanism in the sinus node. Arch Intern Med 1970; 125:513.
32. James T. The sinus node as a servomechanism. Circ Rec 1973; 32:307.
33. Janse M, Anderson R. Specialized internodal atrial pathways – fact or fiction? Eur J Cardiol 1974; 2:117.
34. Jordan J, Yamaguchi I, Mandel W. Characteristic of sinoatrial conduction in patients with coronary artery disease. Circulation 1977; 55:569.
35. Jordan J, Yamaguchi I, Mandel W. Studies on the mechanism of sinus node dysfunction in the sick sinus syndrome. Circulation 1978; 57:217.
36. Kaplin B. Tachycardia-bradycardia syndrome (so-called “sick sinus syndrome”). Pathology, mechanisms and treatment. Am J Cardiol 1973; 31: 497.
37. Kass R, Tsien R. Control of action potential duration by calcium ions in Purkinje fibers. J Gen Physiol 1976; 67:599.
38. Kawamura K, James T. Comparative ultrastructure of cellular junctions in working myocardium and the conduction system under normal and pathologic conditions. J Mol Cell Cardiol 1971; 3:31.
39. Lev M, Bharati S. Lesions of the conduction system and their functional significance. In Sommers S. (ed.) Pathology Annual. NY: Appleton-Century-Crofts 1974:157.
40. Mandel W, Laks M, Obayashi K. Sinus node function: Evaluation in patients with and without sinus node disease. Arch Intern Med 1975; 135:388.
41. Massing G, James T. Anatomical configuration of the His Bundle and bundle branches in the human heart. Circulation 1976; 53:609.
42. Mitrofanova L, Ivanov V, Platonov P. Anatomy of the inferior interatrial route in humans. Europace 2005; 7: 49–55.
43. Moss A, Davis R. Brady-tachy syndrome. Prog.-Cardiovasc Dis 1974; 16:439.
44. Narula O, Samet P. Wenckebach and Mobitz type II A-V block due to lesion within the His bundle and bundle branches. Circulation 1970; 41:947.
45. Narula O, Scherlang B, Javier R. Analisis of the A-V conduction defect in complete heart block utilizing His bundle electrograms. Circulation 1970; 41:437.
46. Narula O, Scherlang B, Samet P, Javier R. Atrioventricular block: localization and classification by His recording. Am J Med 1971; 50:146.
47. Narula O. Conduction disorders in the A-V transmission system. In Dreifus L, Likoff W. (Ed.): Cardiac Arrhythmias, 25th Hahnemann Symposium. NY: Grune & Stratton 1973:259.
48. Narula O. Atrioventricular block. In Narula O. (Ed.): Cardiac Arrhythmias: Electrophysiology, Diagnosis and Management. Baltimore: Williams & Wilkins 1979:345.
49. Noble D, Tsien R. Outward membrane currents activated in the plateau range of potentials in Purkinje fibers. J Physiol 1969; 200:205.
50. Peuch P, Grolleau R, Guimond C. Incidence of different types of A-V block and their localization by His bundle recordings. In Wellens H, Lie K, Janse M. (Ed.): The Conduction System of the Heart. Leiden: HW Stenfert Kroese 1976:467.



51. Rasmussen K. Chronic SA heart block. *AHJ* 1971; 81:38.
52. Rokseth R, Hattle L. Sinus arrest in acute myocardial infarction. *Br Heart J* 1971; 33:639.
53. Rubenstein J. Clinical spectrum of the sick sinus syndrome. *Circulation* 1972; 46:5.
54. Sigurd B. Adams-Stokes syndrome caused by sinoatrial block. *Br Heart J* 1973; 35:1002.
55. Trandum-Jensen J. The fine structure of the atrial and atrioventricular (AV) functional specialized tissues of the rabbit heart. In Wellens H., Lie K., Janse M. (Eds): *The Conduction System of the Heart: Structure, Function and clinical Implications*. Leiden: HW Stenfert Kroese 1976:55.
56. Trautwein W. Membrane current in cardiac muscle fibers. *Physiol Rev* 1973;53:793.
57. Truex R, Smythe M, Taylor M. Reconstruction of the human sinoatrial node. *Anat Rec* 1967;159:371.
58. Truex R. The sinoatrial node and its connections with the atrial tissues. In Wellens H, Lie K, Janse M. (Eds): *The Conduction System of the Heart: Structure, Function and clinical Implications*. Leiden: HW Stenfert Kroese 1976:209.
59. Truex R, Smythe M. Reconstruction of the human atrioventricular node. *Anat Rec* 1967; 158:11.
60. Watanabe Y, Dreifus L. Electrophysiologic effects of digitalis on A-V transmission. *Am J Physiol* 1966; 211:1461
61. Watanabe Y., Dreifus L. Interaction of quinidine and potassium on atrioventricular transmission. *Circ Res* 1967;20:434.
62. Zipes D, Fischer H. Effect of agents which inhibit the slow channel on sinus node automaticity and atrioventricular conduction in the dog. *Circ Res* 1974; 34:184.