

ЛЕКЦИИ

© Л. А. БОКЕРИЯ, А. Г. ФИЛАТОВ, 2012

УДК 616.12-073.97+616.12-008.318

КАРТИРОВАНИЕ АРИТМИЙ

*Л. А. Бокерия**, *А. Г. Филатов*

ФГБУ «Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева» (директор – академик РАН и РАМН Л. А. Бокерия) РАМН, Москва

Интерес к изучению электрической активности сердца начал проявляться с конца XIX столетия при проведении различных экспериментальных исследований и особенно после открытия и усовершенствования метода электрокардиографии (Einthoven W., 1901). Стремительное развитие клинической электрофизиологии стало возможным после внедрения в клиническую практику методов катетеризации сердца (Forssman W., 1929), электростимуляции сердца (Durrer D., 1967) и записи электрограммы (ЭГ) пучка Гиса (Scherglag D., 1969). В 1967 г. D. Durrer и соавт. впервые в клинической практике применили программируемую электрокардиостимуляцию (ПЭС) сердца для исследования пациента с синдромом Вольфа–Паркинсона–Уайта, или ВПУ (наличием предвозбуждения желудочков по дополнительному пути проведения и приступов тахикардии). Они показали возможность индукции и купирования тахикардии с помощью ПЭС сердца, предположив наличие механизма риентри. В 1969 г. A. Damato использовал комбинированный метод внутрисердечных записей пучка Гиса и ПЭС сердца для изучения характеристик предсердно-желудочкового проведения у человека. В 1971 г. H. Wellens опубликовал первую детальную монографию о комбинированной методике использования записей внутрисердечных электрограмм и различных методов стимуляции сердца в клинической оценке наджелудочковых тахикардий. Эта методика была названа электрофизиологическим исследованием (ЭФИ) сердца [1, 2].

Первые ЭФИ сердца у пациентов с желудочковой тахикардией выполнили K. Rosen и соавт. из Чикаго (Denes P., 1976), в дальнейшем, в 70–80-е гг. методика была развита M. Josephson, L. Horowitz у пациентов с ишемическими, неишемическими и послеоперационными желудочковыми тахикардиями. В конце 70-х годов A. Waldo для характери-

стики аритмий, развивающихся по механизму риентри, ввел в клиническую практику понятие «энтрейнтмент» (в любом круге риентри есть брешь возбуждения, которую можно укоротить за счет стимуляции с большей частотой, чем тахикардия, и, таким образом, укоротить длительность цикла тахикардии).

Общие принципы картирования

Картирование включает в себя анализ электрической активности большинства анатомических мест сердца для определения критической области происхождения и поддержания аритмии. Методу интраоперационного картирования описал J. Gal-lagher в ранних работах, посвященных хирургическому лечению аритмий. При контакте картирующего электрода с тканью записывается локальная электрограмма. В самой простой форме картирование последовательности активации возможно провести с помощью одного биполярного картирующего электрода, перемещаемого рукой хирурга по всей поверхности сердца, локальная активность с которого записывается на бумаге или в памяти компьютера. Времена локальной активации отмечаются на заранее подготовленных схемах-картах для различных камер и поверхностей сердца. На этих схемах обязательно отмечаются участки-маркеры (устья коронарного синуса и полых вен, ушко левого и правого предсердия, фиброзные кольца клапанов сердца, крупные коронарные сосуды и их ветви и т. д.). Время активации каждой локальной электрограммы далее сравнивается со временем активации «нулевой», или референтной, точки (за «нулевую» точку можно принять начало QRS-комплекса при картировании желудочковых нарушений ритма или начало P-волны для предсердных нарушений; также можно установить дополнительный электрод, время активации

* Адрес для переписки: e-mail: leoan@heart-house.ru

которого является «нулевым» по отношению к активации предсердий или желудочков). После получения данных об электрической активации сердца строятся изохронные (временные) карты. Точки миокарда, которые активируются одновременно, соединяются между собой, образуя изохронные линии равной временной активации (как горизонтали на географических картах). На основании построенных изохронных карт определяются зоны наиболее ранней активации миокарда, зоны замедленного проведения в области скученности изохрон и т. д., в которых хирургом производится воздействие (разрез, криодеструкция или радиочастотное воздействие) [1, 2].

По вышеописанному принципу возможно картирование эндокардиальной и эпикардиальной поверхности сердца как открытым, так и закрытым способом. Эпикардиальная поверхность сердца достигается открытым способом после торакотомии и вскрытия полости перикарда или чрескожным способом через венозную систему коронарного синуса — КС (тонкие электроды устанавливаются в вены сердца), или через пункцию перикарда. Эпикардиальное картирование закрытым способом используется редко, но оно эффективно при эпикардиально расположенных дополнительных проводящих путях (ДПП) и очагах желудочковой тахикардии (ЖТ). Эндокардиальное картирование аритмий осуществляется с помощью множества диагностических электродов, проведенных в различные камеры сердца во время рутинного ЭФИ сердца; также возможно проведение ЭФИ и на открытом сердце с помощью специальных электродов.

Следует учитывать, что успех и точность картирования зависят от стабильности очага тахикардии, близости его к картируемой поверхности, качества получения и обработки сигналов. При обнаружении «широкой» зоны, ответственной за тахикардию, многие хирурги прибегали и прибегают к температурному картированию «сомнительных» участков (ice mapping, или картирование криовоздействием, — во время операции на открытом сердце предполагаемая ранняя зона возбуждения через наконечник криодеструктора начинает охлаждаться, и если тахикардия прекращается, то воздействие продолжается при достаточной для создания необходимого объема повреждения температуре в течение 1–2 мин, если же тахикардия не прекращается, то криовоздействие проводится в следующей «сомнительной зоне»). Этот же опыт переняли и электрофизиологи, выполняющие радиочастотную абляцию аритмий, — в предполагаемой наиболее ранней точке подается радиочастотная энергия, и если происходит быстрый набор температуры выше 50°, но тахикардия не прекращается на 5–7-й секунде, то воздействие прекращается и картирование продолжается.

Методика последовательного картирования от точки к точке сегодня редко применяется из-за достаточно большого количества времени, требуемого для полного картирования сердца, и нестабильности очагов аритмии во время наркоза при открытых операциях. В конце 70-х годов XX века была предложена и внедрена в клиническую практику методика многоканального компьютерного картирования с помощью специальных многополюсных электродов (до 256 униполярных или биполярных), вводимых в полость сердца или окутывающих его снаружи. Многоканальное картирование позволяет за один сердечный цикл получить одновременно данные об электрической активности со всей поверхности сердца с моментальным построением изохронных или изопотенциальных карт. Для построения карты исследователь задает компьютеру референтную точку и способ сравнения временной активации (либо спайк максимальной амплитуды на локальной электрограмме, либо максимальная скорость нарастания разности потенциалов dV/dt). Особенно важную роль многоканальное картирование играет при хирургическом лечении ЖТ из-за трудностей при интраоперационной индукции, полиморфизма комплексов и временной нестабильности тахикардии [3].

Принципы энтрейнмента при картировании широко используются при наджелудочковых аритмиях. Если стимуляция идет вверх по течению от критической защищенной зоны проводимости, то наблюдается ускорение тахикардии, постоянное слияние при стимуляции на любой данной частоте, прогрессивное слияние при увеличении частоты стимуляции и возвращение к частоте тахикардии после завершения стимуляции. «Скрытый захват» определяется как неспособность продемонстрировать обычные характеристики захвата несмотря на ускорение тахикардии при увеличении частоты стимуляции и возвращение к частоте тахикардии после прекращения стимуляции. Одна из главных причин «скрытого захвата» заключается в том, что стимуляция производится от точки внутри защищенной зоны медленной проводимости.

Современные системы картирования

Большие надежды на точность картирования и улучшение результатов хирургического лечения сегодня связывают с внедрением в практику новейших систем контактного и неконтактного компьютерного картирования.

Метод электроанатомического картирования сердца позволяет значительно улучшить результаты картирования и катетерной абляции. Миниатюрный сенсор установлен на кончике управляемого картирующего электрода, локализацию и ориента-

цию которого определяют с помощью электромагнитных полей, образованных магнитами, расположенными в трех различных плоскостях. Картирующий электрод во время синусового ритма проводится вначале под флюороскопическим контролем в определенные фиксированные точки (ушко ПП, устье коронарного синуса, пучок Гиса и т. д.), а затем передвигается по всей внутренней поверхности камеры сердца, постоянно передавая информацию о расположении электрода внутри камеры сердца компьютерной системе обработки, которая строит трехплоскостную изохронную карту. После построения карты камеры сердца, содержащей или фокус аритмии, или критическое место тахикардии, производится картирование самой ранней точки относительно референтной во время даже короткого эпизода аритмии. Система позволяет ренавигацию абляционного катетера к ранней точке или критическому для тахикардии участку на основании построенной трехплоскостной карты даже во время синусового ритма. Электроанатомическая система картирования может быть потенциально полезной при различных развивающихся по механизму риентри аритмиях, в послеоперационном периоде, при сочетании ВПС и аритмий, при лечении трепетания и фибрилляции предсердий, желудочковой тахикардии. Она позволяет уменьшить время флюороскопии, более точно определять зоны замедленного проведения, места зарождения импульса и направление его распространения, определять узкие места в круге риентри, а также позволяет не проводить абляцию в одной и той же точке несколько раз. Основным недостатком системы является сложность использования при нестабильной гемодинамике, когда даже небольшие изменения в длительности цикла тахикардии будут приводить к значительным неточностям в построении карт [5].

Изучаются также результаты клинического использования *метода неконтактного многоканального картирования сердца*, который соединяет компьютерное картирование с использованием многоэлектродных поверхностей. Используемый при этом электрод-корзина состоит из катетера 9 F с 8-миллиметровым баллончиком на дистальном кончике катетера, который после проведения в определенную полость сердца раздувается. На поверхности баллона имеются 64 металлические стойки, которые играют роль неконтактной электродной поверхности. Виртуальные эндокардиальные электрограммы получают с помощью компьютерной системы Ensite. Электрод-катетер не контактирует с поверхностью эндокарда, поэтому не вызывает катетерных аритмий, позволяет быстро проводить картирование даже нестабильных тахикардий, а математическое реконструирование позволяет получить до 3500 внутрисердечных ЭГ, на основании



Рис. 1. Бесконтактное картирование зоны синусового узла после успешной РЧА эктопической предсердной тахикардии из основания ушка правого предсердия (красные точки — места успешной РЧА эктопического фокуса)

которых строятся сверхточные изопотенциальные и/или изохронные карты (рис. 1). Ошибка неконтактных измерений составляет менее 1 мм. Исследования показали, что метод позволяет локализовать место стимуляции в ЛЖ в пределах 9 мм. Метод одинаково хорошо зарекомендовал себя при картировании и лечении предсердных тахиаритмий (трепетание и фокусная фибрилляция предсердий), но особенно важно, что с помощью этой системы удалось достичь успеха при лечении желудочковых тахиаритмий в 95–100% случаев. Однако существуют и недостатки метода — легко определяются места выхода из круга, но не видна диастолическая активность во время ЖТ, точность системы снижается при наличии низкоамплитудных фрагментированных электрограмм, которые часто являются мишенью для абляции [3, 5].

Предсердные аритмии

Правое предсердие легко картируется при использовании двух многополюсных катетеров-электродов, направленных друг к другу из подключичного и бедренного доступов. Электроды устанавливаются в ушко ПП и устье КС как маркеры, относительно которых управляемый электрод передвигается по всей эндокардиальной поверхности правого предсердия.

Картирование эктопических предсердных тахикардий (ПТ) основано на определении наиболее ранней точки возбуждения и последовательности активации предсердий во время стабильной аритмии. Определяется самая ранняя точка на диагно-

стическом катетере (обычно используются два многополюсных катетера, направленных друг против друга от НПВ и ВПВ), и к этому «маркеру» направляется картирующий/абляционный катетер. Локализация точек, активация которых предшествует *P*-волне более чем на 20 мс, исследуется более детально, и при нахождении самой ранней точки делается попытка радиочастотного воздействия. Картирование более эффективно, когда тахикардия постоянная. Кроме отсутствия индукции тахикардии после процедуры, ускорение аритмии во время нанесения воздействий («разогревание» миокарда) с последующим замедлением и купированием является прогностически благоприятным признаком.

При картировании предсердных риентри тахикардий определяются последовательность активации предсердий с выявлением наиболее ранней активности, энтрейнмент тахикардии с помощью стимуляции, а также проводится определение зон замедленного проведения и зон фрагментированной активности. Предсердные риентри тахикардии хорошо индуцируются и купируются одиночными предсердными стимулами, поэтому возможно как картирование с помощью обычных диагностических катетеров, так и применение катетеров-корзин, системы бесконтактного картирования EnSite или электроанатомического картирования CARTO. В местах-мишенях (послеоперационные разрезы, заплаты и т. д.) для успешной абляции локальная электрограмма предсердия с абляционного электрода должна опережать начало *P*-волны на 20–60 мс [3].

Методы картирования клинических ПТ делятся на три категории: картирование отдельных участков сердца с помощью картирующего электрода от точки к точке, одновременное картирование многополюсными электродами и «деструктивное» картирование. На практике типичная процедура устранения ПТ включает элементы всех трех методов. Для картирования от точки к точке отдельный управляемый катетер проводится по всему предсердию во время тахикардии. Регистрируются ЭГ от различных участков, и на основании этих измерений строится карта. Преимущество состоит в том, что эта техника использует немного катетеров и немного каналов усилителя, то есть не требует обширной компьютеризации. Неудобство — то, что это требует большого времени, более длительной флюороскопии, а также то, что к окончанию картирования механизм тахикардии может измениться, вынуждая исследователя вновь картировать новый круг, не устранив предыдущий [3, 4].

Одновременное многокатетерное картирование многополюсными электродами подразумевает различные схемы введения большого числа электродов, располагающихся внутри или вокруг сердца. Стандартное электрофизиологическое исследование с четырьмя катетерами — ограниченный пример одновременного многокатетерного картирования, но сегодня для этого чаще используются 20-полюсные управляемые электроды (рис. 2).

Чтобы выполнить «деструктивное» картирование, нужно делать одно повреждение за другим, чтобы достичь прямого разрушения области проведения миокарда, с постоянным контролем после

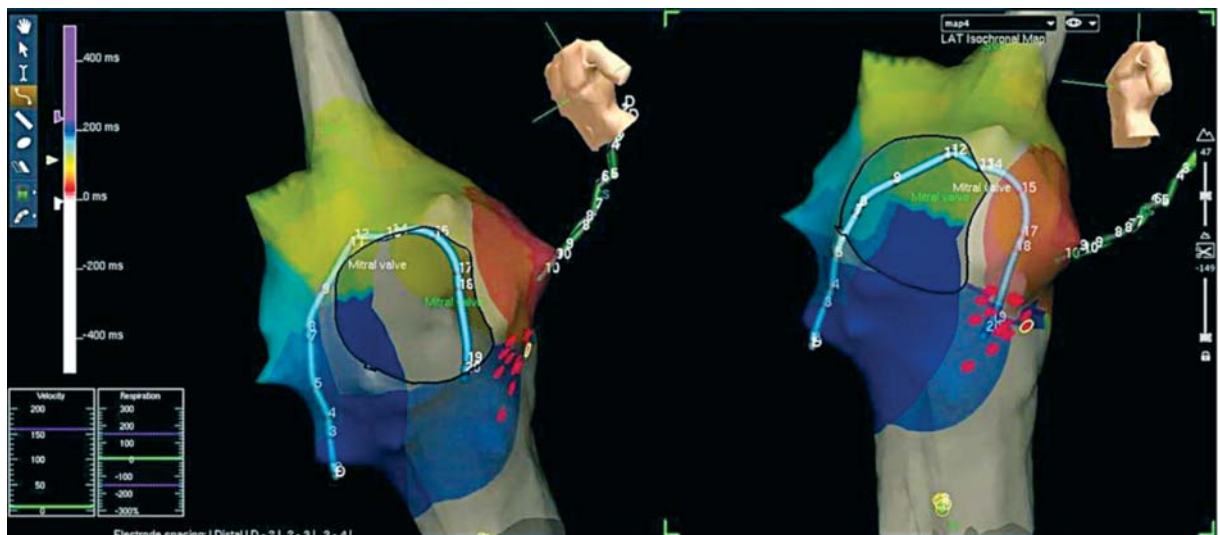


Рис. 2. Одновременное использование трехмерной навигационной системы EnSite и многополюсных катетеров для повышения точности картирования и эффективности лечения трепетания предсердий у пациента после открытой операции (голубой электрод — 20-полюсный электрод, установлен в правом предсердии вокруг кольца трикуспидального клапана, зеленый электрод — 10-полюсный электрод, установлен в полости коронарного синуса). В результате проведенного картирования виден фронт волны риентри в правом предсердии при типичном трепетании

каждого воздействия за поведением тахикардии или участка-мишени и уничтожением условий для тахикардии. Во время открытой операции это достигается посредством «картирования холодом» (создания непостоянных повреждений с помощью криодеструкции) или прямым хирургическим разрезом. В лаборатории зондирования это реализуется электродеструкцией или повреждением с помощью радиочастотной абляции, при котором элиминация тахикардии, возможно, — лучшее свидетельство правильности выбора критической аритмогенной зоны. Преимущество этого подхода состоит в том, что повреждение может быть сразу же и лечебным. Ограничением метода является разрушение не вовлеченного в тахикардию «рабочего» миокарда либо изменение свойств аритмогенного участка, что приводит к ремоделированию цикла риентри тахикардии или возникновению анатомически неполных блокад проведения при видимой картине отрицательной индукции аритмии.

Новые трехмерные системы картирования позволяют ускорить процесс картирования. Они включают применение катетеров-корзин с высокой плотностью расположения электродов; бесконтактное компьютерное картирование с помощью баллонных катетеров, с которых записываются виртуальные внутрисердечные потенциалы; электроанатомическое картирование с использованием слабого магнитного поля. Это значительно укорачивает время флюороскопии для построения карты и, конечно, позволяет улучшить отображение электроанатомических соотношений. Такие системы являются наиболее полезными в картировании фокусной или автоматической тахикардии, быстром обнаружении зон замедленного проведения и оценке линий блокады после абляции [3–5].

Синдром Вольфа–Паркинсона–Уайта

При картировании ДПП используются референтные электроды в коронарном синусе, вдоль кольца трехстворчатого клапана, в области записи пучка Гиса и в верхушке правого желудочка, а управляемый диагностический электрод передвигается по различным точкам по предсердно-желудочковой борозде вокруг колец митрального и/или трехстворчатого клапанов (схема-карта Gallagher J.). В точке, где определяется наименьший интервал между предсердным и желудочковым спайком и отсутствует изолиния, и находится ДПП. Для картирования кольца митрального клапана или левого предсердия используется референтный электрод в коронарном синусе. Управляемый картирующий электрод может потребовать трансептального (через пункцию межпредсерд-

ной перегородки или естественные межпредсердные сообщения) либо ретроградного (через бедренную артерию, аорту, аортальный клапан и из левого желудочка в левое предсердие через митральный клапан) доступов.

Во время открытых операций с применением ИК большинству пациентов выполняется эпикардальное картирование атриовентрикулярной борозды для определения локализации ДПЖС и более точного определения области преэкситации желудочков и раннего ретроградного возбуждения на предсердиях. Для индукции тахикардии, а также для выявления сопутствующих нарушений ритма сердца проводится учащающая и программируемая стимуляция правого желудочка [1, 2].

Доступ к сердцу во всех случаях осуществляется путем срединной стернотомии, что позволяет провести картирование всей поверхности сердца (в данном случае АВ-борозды, разделенной на 30 точек: по 15 на передней и на задней поверхностях) (рис. 3).

Интраоперационное картирование производится с использованием системы для многоканального компьютерного картирования. Референтные электроды фиксируются на ушко предсердия (на стороне предполагаемого дополнительного предсердно-желудочкового соединения) и на переднюю поверхность желудочка.

Для локализации септальных дополнительных предсердно-желудочковых соединений проводится картирование межпредсердной и межжелудочковой перегородок после вскрытия полости правого предсердия в условиях нормотермического ИК. Критерием локализации ДПЖС служит ЭГ, опережающая референтную не менее чем на 40–100 мс.

Эпикардальное картирование при фибрилляции предсердий

При эпикардальном картировании используются пластины из гибкой пластмассы (например силиконовой резины) разной величины и формы, обеспечивающие хорошее прилегание к эпикарду. На этих пластинах в определенном порядке расположены электроды диаметром 0,5–2 мм. При равномерном распределении их по пластине расстояние между полюсами одинаковое (обычно 5–7 мм), в случае расположения электродов рядами межполюсное расстояние в ряду и между рядами незначительно отличается. При биполярном способе регистрации пары полюсов для получения биполярного сигнала расположены близко (на расстоянии 1 мм), расстояние между парами составляет от 5 до 7 мм. Чаще всего используется униполярная методика регистрации сигнала, так как она обеспечивает наибольшую точность локальной активации (при определенных способах

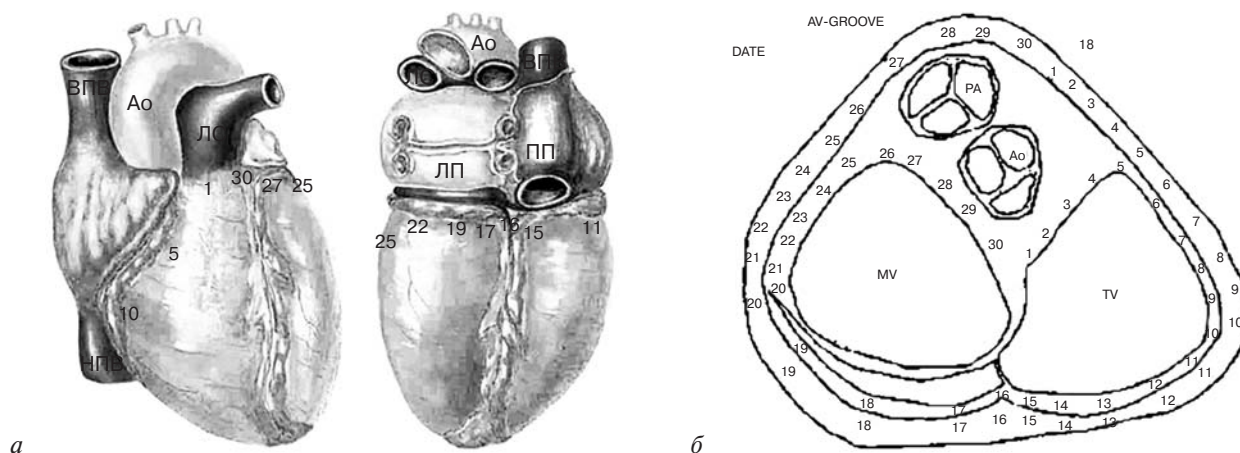


Рис. 3. Схематическое изображение последовательности эпикардального картирования АВ-борозды (а) и карта-схема эпикардального картирования атриовентрикулярной борозды (б) при синдроме ВПУ. Желудочковая и предсердная поверхности разделены на 30 точек (по классификации НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН). Зоны 1–16 расположены в правом желудочке, 17–30 – в левом. При картировании электрод располагают максимально близко к предсердно-желудочковой борозде (ПП и ЛП – правое и левое предсердие; ВПВ и НПВ – верхняя и нижняя полая вена; Ао – аорта; ЛС – легочная артерия; MV и TV – митральный и трикуспидальный клапан; Cs – венечный (коронарный) синус сердца; AV-GROOVE – предсердно-желудочковая борозда)

обработки сигнала) и позволяет получать большее количество электрограмм, чем при биполярном способе. В компьютерных алгоритмах для определения времени локальной активации униполярных электрограмм главным критерием служит степень нарастания крутизны отрицательного компонента. Это позволяет отделить локальную, или внутреннюю (intrinsic), по определению F. Wilson и соавт., активацию от активации отдаленных участков (компонент farfield). Анализ именно отрицательного компонента электрограмм объясняется следующим. Известно, что регистрируемый с помощью внутриклеточных электродов потенциал действия клетки направлен вверх (upstroke), поэтому в случае внеклеточной регистрации нарастающая активация будет отображаться преимущественно отрицательным отклонением от изолинии (downstroke). Главным критерием отбора конкретного спайка для анализа является крутизна нарастания его отрицательного компонента от $-0,2$ до $-2,5$ мВ/мс. В классической работе К. Konings и соавт. был проведен анализ видов униполярных электрограмм, зарегистрированных при эпикардальном картировании у пациентов с синдромом Вольфа–Паркинсона–Уайта и ФП. Они выделили четыре типа электрограмм (полоса фильтрации 1–500 Гц). При этом более чем в 70% случаев отмечались узкие одиночные потенциалы с большим наклоном отрицательного компонента. Такие потенциалы подходят для автоматического анализа. Некоторые авторы для оптимизации обработки сигнала использовали другие полосы фильтрации (50–1000 Гц, 100–500 Гц или 100–1000 Гц).

Использование дифференцированных электрограмм позволяет облегчить анализ, но искажает форму реального униполярного сигнала в данной точке. В исследовательской работе К. Konings и соавт. внимание обращалось именно на анализ формы реального сигнала, поэтому регистрировались недифференцированные электрограммы. Для практических целей при эпикардальном картировании в клинических условиях предпочтительнее использование дифференцированных электрограмм.

Компьютерный анализ биполярных электрограмм для определения начала локальной активации оказался более сложным. Разработано не менее пяти вариантов алгоритмов, единого мнения относительно оптимального метода не существует. Во многом это связано с многокомпонентностью биполярной электрограммы. Наиболее популярны алгоритмы, основанные на выделении максимальной амплитуды, максимального нарастания амплитуды, а также «морфологические» алгоритмы, позволяющие минимизировать отрицательное влияние фракционированности сигнала на точность измерения.

Регистрация электрограмм проводится в течение определенного времени – окна регистрации (не менее 50–100 мс). После определения времени локальной активации полученных электрограмм производится построение активационной карты. Вначале проводится «привязка» электрограмм к имеющейся модели камеры сердца (она всегда условна). Чаще всего для этого используется сеточный метод. Схема камеры приводится в виде

сетки. Ближайшая к какому-либо фрагменту сетки точка регистрации электрограммы «привязывается» к этому фрагменту. Так результаты трехмерного картирования отображаются на двумерной карте. В зависимости от расстояния между электродами, целей исследования и терпения исследователя временной интервал между изохронами может быть различным (обычно он составляет 5–10 мс). Построение изохрон в ранних исследованиях проводилось вручную, позже появилась возможность автоматического соединения точек с одинаковыми значениями активации. В настоящее время отображение электрических процессов производится также с помощью цветового временного кодирования активации, в том числе с использованием трехмерных моделей.

Эпикардиальное картирование при ФП имеет свои особенности. Требуется регистрация большого количества электрограмм, длительность записи должна быть достаточно велика вследствие динамичности процесса. Из-за сложности этой аритмии для получения наибольшей и реально полезной информации о ней кроме обычной методики активационного картирования, то есть определения направления процессов возбуждения по миокарду предсердий, дополнительно используются методы картирования средней длительности цикла ФП в разных участках предсердий, а также оценки степени пространственно-временной организации ФП [5].

Спектральный анализ при ФП дает новую информацию об этой аритмии. Проводится преобразование биполярных электрограмм с помощью анализа Фурье, в результате чего получается частотный спектр. В отличие от последовательной регистрации электрограмм во времени (анализ во временном домене), спектральный анализ обеспечивает анализ электрограмм в частотном домене. Это позволяет определить доминантную (на-

большую по мощности) частоту, а также соотношение площади спектра под доминантной частотой и гармониками (частотами, кратными доминантной) ко всей площади спектра. Что это дает? Во-первых, значения доминантной частоты связаны с циклом ФП; во-вторых, чем выше соотношение площадей гармоник и остальной части спектра, тем более организованный характер носит электрическая активность. Таким образом, используя спектральный анализ, вполне осуществимый в ходе эпикардиального картирования (обычно автоматически анализируются фрагменты по 8 с), можно получить информацию о распределении частот, выявить участки с наиболее ранней активацией, а также оценить степень организованности электрической активности в данной области.

Эпикардиальное картирование при ФП имеет очень большие ограничения. Оно может применяться только в центрах, занимающихся большой кардиохирургией, сама процедура трудоемка, всегда проводится (и будет проводиться) в условиях цейтнота — открытая операция диктует свои правила. В 2010 г. в Научном центре сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева РАМН под руководством академика РАН и РАМН Л. А. Бокерия разработаны многополюсные электроды для эпикардиального картирования и карта-схема предсердной поверхности (рис. 4).

При выполнении операции «лабиринт» у всех пациентов с фибрилляцией предсердий сегодня проводится эпикардиальное картирование с определением высокочастотной доминантной зоны и участков фрагментированной активности. На основе получаемых данных выполняются дополнительные криовоздействия, что в результате привело к существенному улучшению результатов лечения — увеличению числа пациентов, свободных от фибрилляции предсердий.

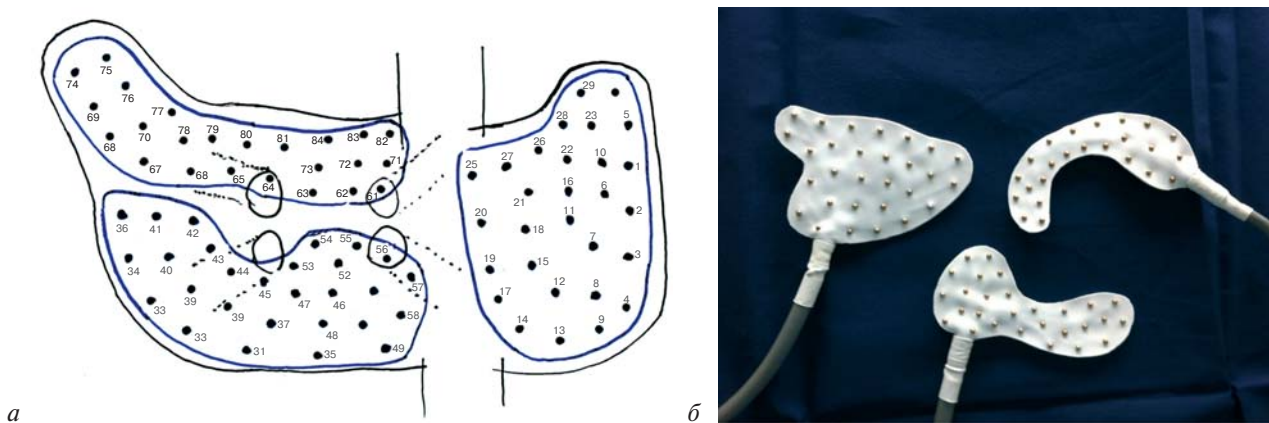


Рис. 4. Карта-схема по Л. А. Бокерия (а) и внешний вид эпикардиальных электродов (б) для картирования предсердной поверхности

Желудочковые тахикардии

Для локализации очага желудочковой аритмии референтные многополюсные катетеры-электроды располагаются вдоль межжелудочковой перегородки от верхушки до кольца легочной артерии, а картирующий электрод-катетер вводится в правый или левый желудочек для точного определения места происхождения аритмии. Различные критерии используются исследователями для локализации фокуса ЖТ. Первый метод – определить самую раннюю электрическую активность, предшествующую *QRS*-комплексу во время желудочковой тахикардии. Второй – электрограммный – поиск низкоамплитудных, фрагментированных электрограмм. Существуют и другие способы поиска очага ЖТ: определение среднедиастолического потенциала; энтрейнмент тахикардии; стимуляционное картирование (нестабильные ЖТ) [1, 2].

После инициирования гемодинамически устойчивой и стабильной ЖТ выполняется эндокардиальное катетерное картирование полости ПЖ и ЛЖ. Эндокардиальная поверхность сердца условно «разбивается» на 15–20 зон, каждый сегмент соответствует приблизительно 5–10 см². Таким образом, каждый сегмент подразделяется на более мелкие сегменты, и расположение картирующего катетера в сегментах верифицируется флюороскопией в левой и правой косых проекциях.

С середины 1998 г. в НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН начали использовать одновременное мультиэлектродное картирование эндокардиальной поверхности обоих желудочков для локализации очага ЖТ. Одновременно с эндокардиальной поверхностью ПЖ и ЛЖ с помощью специально-

го «чехла» с закрепленными на нем электродами получали 128 (64 эндокардиальных ЭГ с каждого желудочка) униполярных или биполярных ЭГ во время ЖТ (рис. 5).

После индукции ЖТ производится анализ сохраненного материала – определяется время активации каждой ЭГ по отношению к *QRS*-комплексу, который принимается за референтную точку, за один цикл ЖТ. При этом амплитуда каждого потенциала должна составлять не менее 0,5 мВ/мс. Максимальное опережение эндокардиальной ЭГ *QRS*-комплекса определяется как вероятное месторасположение источника аритмии. На основании временных соотношений ЭГ автоматически составляется изохронная карта активации эндокардиальной поверхности желудочков во время одного цикла ЖТ [1].

Заключение

Электрофизиологическое исследование сердца на современном уровне является «золотым стандартом» в диагностике большинства аритмий сердца и позволяет установить причинно-следственные отношения аритмии с симптоматикой, установить механизм аритмии, определить топически локализацию аритмогенной зоны или критического участка поддержания аритмии и с помощью катетерных методов эффективно и безопасно устранить тахикардию. Однако существуют сложные нарушения ритма сердца, такие как фибрилляция предсердий, желудочковые тахикардии при органической патологии сердца, тахикардии при сложных пороках сердца, тахикардии у детей первого года жизни, при которых без операции на открытом сердце либо небезопасно, либо невозможно устранение этих видов аритмий. В этих случаях лишь согласованные действия хирурга, анестезио-

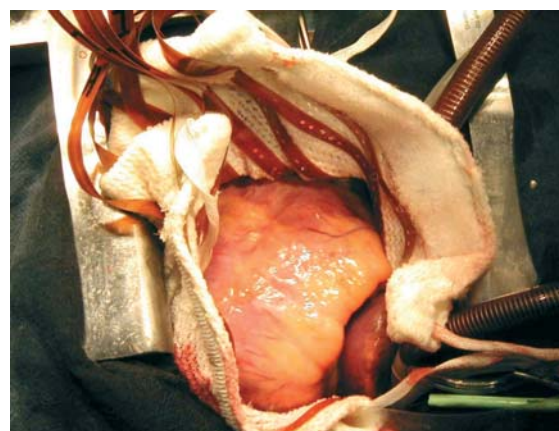
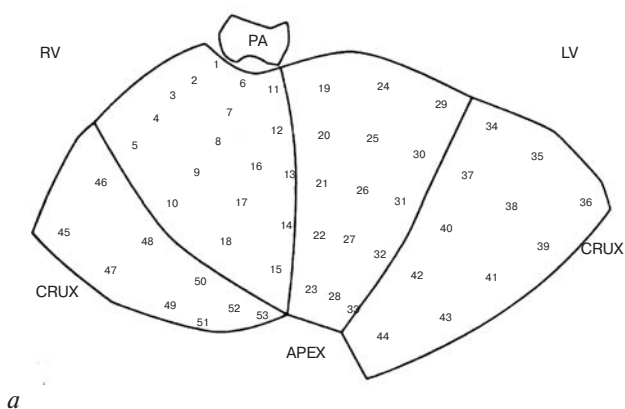


Рис. 5. Карта-схема (а) и интраоперационный этап (б) эндокардиального картирования желудочков:

а – сердце условно разделено на 53 зоны. Нумерацию зон строят параллельно межжелудочковым бороздам: передней – 11–15, 19–23, 24–28, 29–33, задней – 36–43, 46–53, 45–51. На передней поверхности правого желудочка зоны нумеруют параллельно предсердно-желудочковой борозде: 1–5, 6–10, 16–18 (RV и LV – правый и левый желудочки, CRUX – геометрический центр сердца, APEX – верхушка); б – многополюсный электрод наложен на желудочки

лога и электрофизиолога, использование новейших технологий картирования сердца позволяют установить и устранить условия для возникновения и поддержания аритмии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бокерия Л. А. Тахиаритмии. М.: Медицина, 1989.
2. Руководство по сердечно-сосудистой хирургии / Под ред. В. И. Бураковского, Л. А. Бокерия. 2-е изд., доп. М.: Медицина, 1996.
3. Gan Xin Yan, Kowey P. Management of Cardiac Arrhythmias. Springer Science+Business Media, LLC. 2002, 2011.
4. Saksena S., Camm J. Electrophysiological disorders of the heart. 1st ed. Elsevier Inc. 2005.
5. Shenasa M., Borggreffe M., Breithardt G. Cardiac Mapping. 2nd ed. Futura, Blackwell publishing, Inc., 2003.

Поступила 10.05.2012