

Современные технологии навигации и картирования

СОДЕРЖАНИЕ

- Электроанатомическое картирование, 196**
 Фундаментальная концепция, 196
 Активационное картирование, 202
 Вольтажное картирование, 211
 Картирование высокого разрешения, 214
 Ripple-картирование, 215
 Анатомическое картирование, 217
 Клиническое применение, 218
 Выбор навигационной системы, 219
- Система бесконтактного картирования Ensite, 220**
 Фундаментальная концепция, 220
 Применение технологии, 220
 Клиническое применение, 222
 Ограничения, 224
- Картирование basket-катетером, 224**
 Фундаментальная концепция, 224
 Применение технологии, 225
 Клиническое применение, 225
 Ограничения, 225
- Картирование фокальной и роторной активности, 226**
 Применение технологии, 226
 Клиническое применение, 227
 Ограничения, 227
- Магнитная навигационная система Stereotaxis, 227**
 Фундаментальная концепция, 227
 Применение технологии, 228
 Клиническое применение, 230
 Ограничения, 230
- Роботизированная навигационная система Sensei, 231**
 Фундаментальная концепция, 231
 Применение технологии, 231
- Клиническое применение, 231
 Ограничения, 232
- Навигационная система MediGuide, 232**
 Фундаментальная концепция, 232
 Применение технологии, 233
 Клиническое применение, 233
 Ограничения, 235
- Картирование потенциалов поверхности тела, 235**
 Фундаментальная концепция, 235
 Клиническое применение, 236
 Ограничения, 236
- Неинвазивное поверхностное картирование, 236**
 Фундаментальная концепция, 236
 Применение технологии, 237
 Клиническое применение, 238
 Ограничения, 239
- Внутрисердечная эхокардиография, 239**
 Устройство катетера, 239
 Техника выполнения исследования, 240
 Клиническое применение, 241
- Компьютерная и магнитно-резонансная томография, 243**
 Фундаментальная концепция, 243
 Технология интеграции изображения, 245
 Клиническое применение, 246
 Ограничения, 248
- Ротационная ангиография, 249**
 Фундаментальная концепция, 249
 Технология визуализации, 249
 Клиническое применение, 250
 Ограничения, 250

Радиочастотная абляция (РЧА) стала революционным методом лечения многих наджелудочковых, а также желудочковых аритмий. Эффективность лечения устойчивых аритмий с известным анатомическим субстратом или характерными для данных аритмий электрофизиологическими признаками составляет 90–99%. К таким аритмиям относятся идиопатическая желудочковая тахикардия (ЖТ), атриоventрикулярная узловая реципрокная тахикардия (АВУРТ) или типичное трепетание предсердий (ТП). Однако со временем больший интерес стали представлять более сложные аритмии: некоторые предсердные тахикардии (ПТ), реципрокные синоатриальные тахикардии, большинство форм ЖТ и фибрилляция предсердий (ФП). Абляция этих аритмий является сложной задачей. Эти аритмии не имеют клас-

сических флюороскопических маркеров и характерных электрофизиологических признаков, что не позволяет точно определить необходимую зону абляции с помощью флюороскопии и традиционных методов картирования.

Можно выделить несколько слабых мест флюороскопии: (1) нельзя точно сопоставить электрограмму с конкретной локализацией в сердце; (2) невозможно визуализировать эндокард с помощью флюороскопии, конкретную локализацию можно сопоставить только относительно других видимых структур, таких как ребра, сосуды и другие катетеры; (3) навигация под флюороскопическим контролем недостаточно точна, требует большого количества времени, а для определения точной локализации катетера в пространстве необходимо использовать различные проекции;

(4) сложно вернуть катетер к той же точке при картировании; (5) медицинский персонал и пациенты подвергаются воздействию ионизирующего излучения.

Новые картирующие системы изменили привычный облик электрофизиологической лаборатории и позволили преодолеть некоторые ограничения традиционных методов картирования. Кроме этого, они позволили получить много новой информации о механизмах возникновения и поддержания аритмий в сердце. Системы призваны улучшить разрешающую способность картирования, возможность определения положения катетера в пространстве, а также ускорить сбор информации для создания активационных карт. Применение различных технологий в рамках диагностики аритмий, детали картирования и лечения конкретных аритмий будут обсуждаться далее.

Сегодня для выполнения успешного и безопасного вмешательства специалист должен совмещать знания анатомии и электрофизиологических параметров различных форм нарушений ритма сердца с данными, полученными с помощью современного программного обеспечения (ПО) [1].

ЭЛЕКТРОАНАТОМИЧЕСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ

Электроанатомические навигационные системы — это современный инструмент для определения положения катетера в пространстве, в то время как регистрация локальных электрограмм происходит с помощью традиционных методов. Данные о положении катетера в пространстве и соответствующая этой локализации эндограмма используются для построения объемной модели камеры сердца, создании цветовых и анатомических карт с отражением соответствующих электрофизиологических параметров (время локальной активации и амплитуда [вольтаж] электрограммы). В настоящее время в клинической практике используются следующие системы: (1) CARTO (Biosense Webster, Diamond Bar, CA, United States); (2) EnSite NavX (St. Jude Medical, St. Paul, MN, United States в настоящее время St. Jude Medical «поглощен» концерном Abbott. — *Прим. науч. ред. перев.*); (3) Rhythmia (Boston Scientific, Cambridge, MA, United States) [1].

Фундаментальная концепция

Навигационная система CARTO

Навигационная система CARTO состоит из излучателя низкоинтенсивных электромагнитных полей, магнитного эмиттера (расположенного под операционным столом), внешнего референтного патча, зафиксированного на спине пациента, управляемого квадрупольного картирующего катетера 7 Fr с межэлектродным расстоянием 4 или 8 мм, размер электрода равен 2 мм, сенсоров, отслеживающих положение катетера, расположенных внутри кончика катетера ближе к проксимальному полюсу (сенсоры расположены перпендикулярно друг другу). Также в систему входит референтный катетер, система обработки данных и графический интерфейс, которые позволяют создавать электроанатомические модели полостей сердца [2].

Принцип работы системы CARTO основан на положении, что металлическая катушка при попадании в магнитное поле индуцирует электрический ток. Сила тока (magnitude of the current) зависит от силы магнитного поля и ориентации катушки в нем. Навигационная система

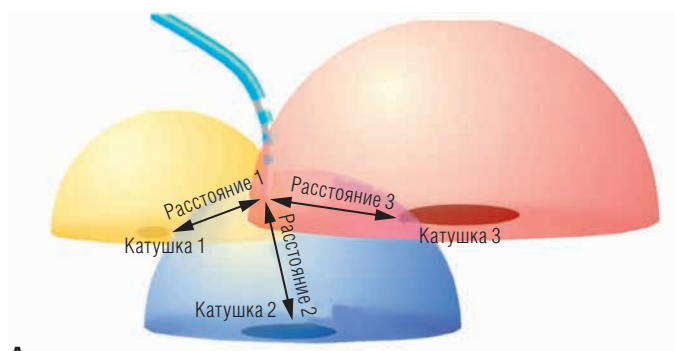
CARTO использует алгоритм вычисления положения в пространстве, аналогичный системе GPS. Источник магнитного поля, который монтируется под операционным столом, включает 3 катушки, которые генерируют низкоинтенсивные электромагнитные поля (5×10^{-6} – 5×10^{-5} Тесла), которые составляют малую долю в спектре электромагнитных волн, генерируемые магнитно-резонансным томографом (МРТ) (рис. 6.1) [2].

Сенсор, расположенный в проксимальной части кончика специального магнитного катетера, позволяет определять положение катетера. Оценивая напряженность магнитного поля, сенсор измеряет расстояние от кончика катетера до каждой из катушек (место пересечения трех магнитных сфер относительно референтного сенсора, расположенного на коже пациента). Точность определения локализации выше в центре магнитного поля и существенно снижается на его периферии, поэтому очень важно располагать магнитный эмиттер непосредственно под грудной клеткой пациента. Кроме расположения относительно осей координат x , y и z , система CARTO может определять вращение электрода на кончике катетера относительно каждой из осей. Система позволяет оценивать не только положение кончика электрода и его ориентацию в пространстве, но и отслеживать движения катетера в процессе картирования внутри электроанатомической модели камеры сердца. Изображение катетера может окрашиваться различными цветами (зеленым, красным, желтым и синим). Это позволяет быстро оценивать движение катетера по часовой или против часовой стрелки. Поскольку катетер всегда сгибается в одном направлении, при сгибании изображение катетера будет окрашиваться в один и тот же цвет. Поэтому для того, чтобы согнуть катетер по направлению к определенной стенке, сначала необходимо повернуть катетер именно этим цветом [2].

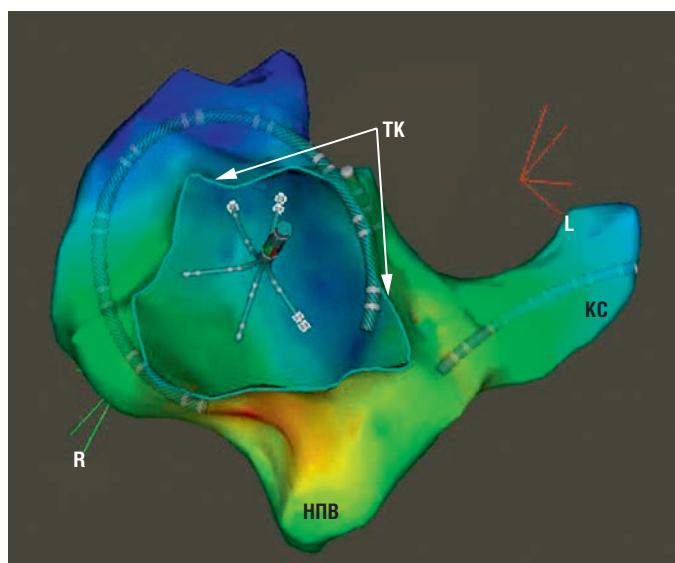
Каждой эндокардиальной униполярной и биполярной электрограмме, зарегистрированной с помощью картирующего катетера, соответствует определенная точка. Совокупность данных о локальной активации в каждой точке позволяет создать активационную карту на базе геометрической модели сердца.

При картировании с помощью навигационной системы может возникнуть несколько типов двигательных артефактов: движение сердца (сердце находится в постоянном движении, в связи с чем расположение катетера отличается в различные фазы сердечного цикла), дыхательные движения (изменение положения сердца в зависимости от фазы дыхания), движения пациента и перемещение компонентов навигационной системы. Для компенсации этих двигательных артефактов в системе CARTO имеется несколько встроенных инструментов, подтверждающих, что модель соответствует исходной. Используются референтные электроды или анатомические референты.

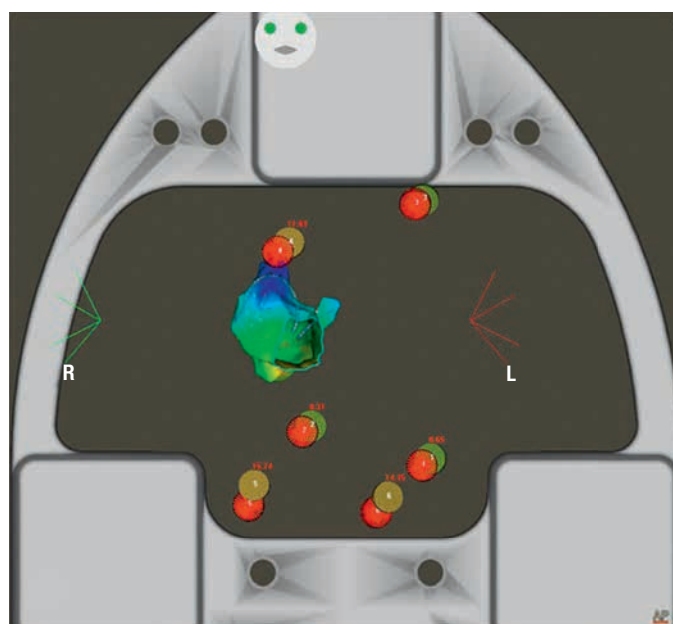
CARTO-3. CARTO-3 — это навигационная система третьего поколения от компании Biosense Webster, в рамках которой также используются несколько дополнительных компонентов: расширенная технология локализации катетеров (*Advanced Catheter Location, ACL*) и метод быстрого анатомического картирования (*Fast Anatomical Mapping, FAM*). Технология *Advanced Catheter Location* — гибридная технология, которая использует как данные, полученные с помощью магнитной навигации, так и данные импедансного картирования, что позволяет построить более точную



A



B



B

Рис. 6.1 Электроанатомическая навигационная система CARTO. **(А)** Три гемисферы отражают локализацию магнитного поля относительно каждого из трех магнитов, расположенных под пациентом. На кончике катетера имеется магнитный элемент, который детектируется этими полями. Полученная информация о расстоянии до каждого магнита обрабатывается системой и используется для определения локализации и ориентации кончика катетера внутри сердца. **(Б)** Эмиттер магнитного поля, расположенный под операционным столом, отражает расположение трех пар патчей, расположенных на спине и груди пациента, которые создают электрическое поле и позволяют осуществлять картирование на основе оценки силы тока с помощью катетеров без магнитных датчиков. Электроанатомическая карта отображена в центре. **(В)** Окрашенная активационная карта, наложенная на виртуальную анатомическую модель правого предсердия (левая передняя косая проекция) при выполнении абляции типичного трепетания предсердий с помощью навигационной системы CARTO-3. На изображении представлены три стандартных диагностических катетера: катетер Halo позиционирован вокруг трикуспидального клапана (ТК); десятиполюсный катетер установлен в коронарном синусе (КС); многополюсный электрод PentaRay расположен на задней стенке правого предсердия. Катетеры PentaRay и CS оснащены магнитным датчиком и одновременно могут собирать электроанатомические данные. Для визуализации катетера Halo используется технология на основе тока. НПВ — нижняя полая вена.

модель. Одновременно можно визуализировать до 5 катетеров (даже без магнитных сенсоров) с четкой локализацией всех используемых электродов. Кроме использования магнитного поля, в CARTO-3 также используется электрическое поле, которое создается с помощью двух наборов патчей (три на груди и три на спине пациента). Система подает на каждый из электродов катетера низкоинтенсивный ток с определенной частотой, которая задана для каждого электрода. Показатель силы тока на электроде катетера считывается каждым из патчей; это позволяет вычислить коэффициент токов (отношения величин сил тока, регистрируемых каждым из патчей, в каждой конкретной

точке оказываются уникальными) и сопоставить его с данными магнитного картирования. Магнитные технологии дополняют технологии на основе анализа силы тока, минимизируя искажение на периферии электрического поля. Катетер визуализируется в пределах трехмерной модели, называемой «матриksom», построение которого происходит только с помощью специальных магнитных катетеров (рис. 6.2; см. рис. 6.1) [2].

Картирование осуществляется в два этапа. Исходно магнитное картирование позволяет точно установить локализацию катетера с магнитным сенсором. Этого удается достичь благодаря коэффициенту токов электрода, ближай-

звляет получить достаточно детальную информацию об анатомии камер сердца и может служить ориентиром в ходе абляции.

CARTO-Univu. Модуль CARTO-Univu позволяет совместить изображения объемной анатомической модели и флюороскопическое изображение или видеофрагмент. Когда участок абляции располагается близко к коронарным артериям, можно наложить ангиограммы поверх модели. Это позволяет избежать необходимости выполнения повторной коронароангиографии во время нанесения абляционных воздействий. Однако данная технология не синхронизирована с электрокардиограммой (ЭКГ) и дыханием, в связи с чем любые смещения в ходе процедуры требуют сопоставления с рентгенологическими изображениями [3].

CARTO-Sound. CARTO-Sound — это модуль, созданный для интеграции данных электроанатомической модели с данным внутрисердечной эхокардиографии. Это позволяет выполнять трехмерную реконструкцию полостей сердца в реальном времени с помощью внутрисердечной эхокардиографии. Внутрисердечная эхокардиография выполняется с помощью катетера, снабженного фазовым преобразователем, совмещенным с навигационным сенсором (SoundStar, Biosense Webster), который имеет угол обзора 90°. Этот сенсор позволяет записывать и передавать изображения на рабочую станцию CARTO с учетом локализации тканей и ориентации их в пространстве. Создание трехмерной модели эндокардиальной поверхности проводится с помощью

изображений камер сердца, полученных с помощью внутрисердечной эхокардиографии и синхронизированных с ЭКГ (рис. 6.4). Для построения используются трехсекундные видеофрагменты, синхронизированные с волной Р синусового ритма и зубцом R во время ФП. Внутрисердечные изображения автоматически не синхронизируются с дыханием, в анализ включаются только изображения, полученные в позднюю фазу или в середине выдоха. После регистрации происходит коррекция частоты (от 5 до 10 МГц) и контрастности изображения.

Поверхность эндокарда определяется с помощью оценки ультразвуковой интенсивности сигнала, отражающегося от крови и тканей, что позволяет регистрировать контур автоматически, при необходимости проводится корректировка вручную с помощью ПО CARTO-Sound. Контур интересующей камеры сердца выстраивается чуть ниже границы, чтобы избежать увеличения изображения. ПО разбивает контур на серию отдельных точек с расстоянием между ними, равным 3 мм (наименьшее возможное расстояние изогнутого контура или контура, располагающегося под углом). Система CARTO выполняет интерполяцию этих точек и на основе их создает модель эндокардиальной поверхности сердца. CARTO-Sound позволяет детально визуализировать камеры сердца и прилегающие структуры в режиме реального времени и избежать деформации объектов, что часто встречается при выполнении контактного картирования [4, 5].

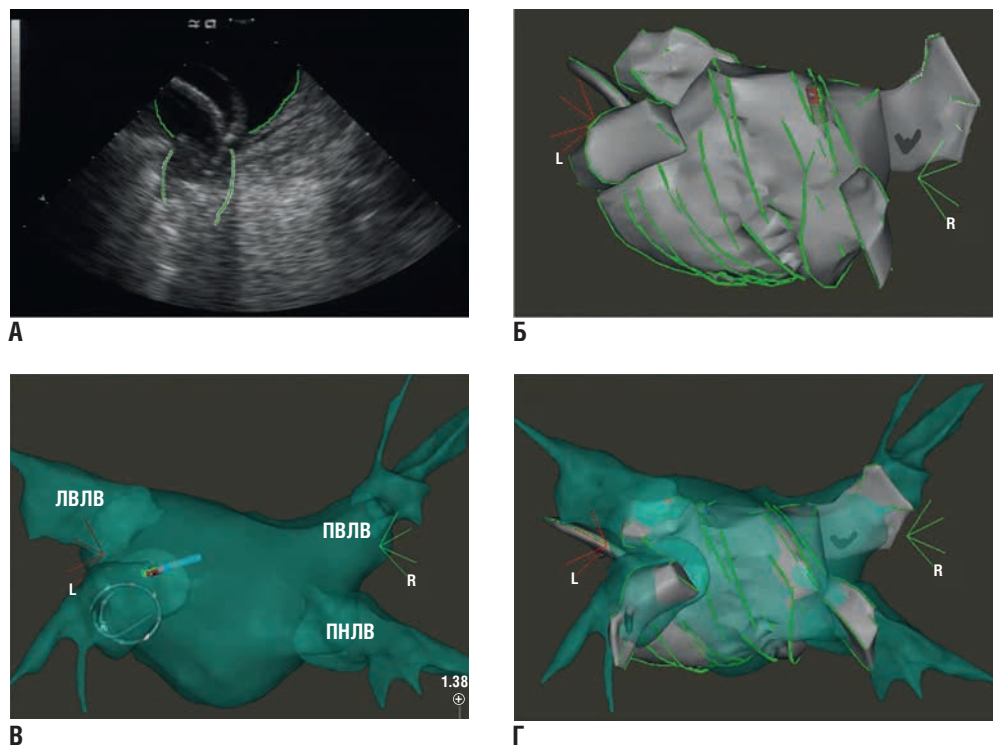


Рис. 6.4 Модуль для интеграции изображений CARTO-Merge. **(А)** Внутрисердечное изображение левого предсердия (ЛП) и левой нижней легочной вены (ЛВ), полученное с помощью фазированного ультразвукового катетера (10 Fr). На изображении отмечена граница эндокардиальной поверхности ЛП и ЛВ. **(Б)** Объемная геометрическая модель ЛП, реконструированная с помощью интерполяции точек из множества внутрисердечных изображений. **(В)** Анатомическая реконструкция ЛП системой CARTO-3 (вид сзади). Циркулярный и абляционный катетеры визуализируются в левой нижней легочной вене. **(Г)** Совмещение объемной модели CARTO-Sound и электроанатомической карты ЛП. ЛВЛВ — левая верхняя легочная вена; ПВЛВ — правая верхняя легочная вена; ПНЛВ — правая нижняя легочная вена.

CARTO-Sound успешно используется при выполнении катетерной аблации ФП для создания объемной модели левого предсердия (ЛП) и легочных вен (ЛВ) в комбинации с электроанатомическим картированием. Для навигации и аблации CARTO-Sound может использоваться как самостоятельно, так и совместно с изображениями КТ/МРТ.

Кроме этого, исследования продемонстрировали, что использование модуля CARTO-Sound позволяет определять границы рубца левого желудочка (ЛЖ): с помощью внутрисердечной эхокардиографии можно определить толщину стенки или характер ее движения. Это облегчает картирование субстрата и дальнейшее выполнение аблации при ЖТ у постинфарктных пациентов. Однако стоит также отметить, что при использовании навигации с помощью трехмерной модели, созданной с помощью внутрисердечной эхокардиографии точки, аблации при изоляции АВ чаще оказываются за пределами модели, чем при использовании FAM или гибридной модели, полученной с помощью наложения эхокардиографических изображений на данные КТ [4].

Электроанатомическая навигационная система EnSite NavX

В состав системы EnSite NavX входят 3 пары кожных патчей, референтный патч, электроды ЭКГ, экран рабочей станции и непосредственно рабочая станция. Референтный патч накладывается на живот пациента и служит электрическим референтом для системы.

Система EnSite NavX сочетает в себе возможности определения положения катетера и его отслеживания в пространстве с помощью модуля LocaLisa (Medtronic, Minneapolis, MN, United States) и создания анатомической модели с использованием только одного картирующего электрода (без магнитного сенсора) и кожных патчей. Технология основана на измерении импеданса грудной клетки и впервые была использована в модуле LocaLisa. Однако LocaLisa не позволяет создавать трехмерную геометрию камер сердца. Эта технология стала одним из важных компонентов развития системы NavX [2].

Для трехмерной навигации 6 электродов (кожных патчей) наклеиваются на кожу пациента для создания электрического поля в трех взаимно перпендикулярных осях (x , y и z). Патчи располагаются по обеим сторонам пациента (ось x), на груди и на спине (ось y) и на задней поверхности шеи и внутренней поверхности левого бедра (ось z). По аналогии с системой отведений Франка, с помощью трех ортогональных пар электродов, ток низкой мощности (350 мА) с частотой 5,7 кГц независимо генерируется и распространяется в трех перпендикулярных направлениях (x , y , z). Каждому направлению соответствует своя частота примерно 30 кГц, что формирует электрическое поле вокруг грудной клетки с сердцем в центре. Значение электрического потенциала вдоль каждой из осей различается между друг другом в зависимости от объема и типа ткани, которые располагаются между парами поверхностных электродов. Уникальное для каждой из осей значение импеданса формируется за счет различной силы тока, регистрируемой каждым из электродов. При этом каждому значению импеданса соответствует определенная анатомическая локализация внутри грудной клетки. При движении любого стандартного катетера внутри полости сердца, каждый из электродов определяет значение импеданса, которое вычисляется с помощью измерения напряжения в

данной точке. Амплитуда сигналов с частотой, близкой к 30 кГц, регистрируется каждым из электродов на катетере. Система вычисляет амплитуду по каждой оси. Далее автоматически вычисляется сила электрического поля по каждой из осей. Это происходит путем вычисления разницы амплитуды тока на каждом соседнем электроде, межэлектродное расстояние которых заранее задано. После чего вычисляется пространственное расположение диполя по трем и более осям. Одновременно с этим, система NavX задает каждому из электродов свою импедансную координату по осям x - y - z , вычисленную путем соотношения амплитуды (V) и напряженности магнитного поля по каждой из осей ($V/см$) и выраженную в миллиметрах. Это позволяет отображать катетер в режиме реального времени и осуществлять картирование без использования флюороскопии. Система NavX позволяет одновременно определять положение и отображать на экране до 128 электродов, включая электроды с абляционного и диагностического катетеров, расположенных в различных отделах сердца (рис. 6.5). Стоит отметить, что «условная» позиция электродов вычисляется исходя из предположения, что электрическое поле изменяется только за счет движения катетера. Однако «условное» положение электрода может измениться из-за изменения внутригрудного потенциала, что будет интерпретировано системой как смещение электрода [2].

Система NavX позволяет быстро создавать детальную анатомическую модель сердца. Позиционирование катетера в различных областях позволяет создать геометрию камеры сердца. Система автоматически собирает информацию с выбранных электродов с частотой 96 точек/сек. Геометрия камеры создается путем сбора нескольких тысяч точек. Поверхность эндокарда определяется алгоритмом как наиболее удаленная точка от центра геометрии под любым углом. Центр модели может задаваться автоматически системой или определяться оператором. Также при сборе точек имеется возможность вручную устанавливать границу поверхности. В этом случае система не сможет перестроить модель без этих точек. Кроме этого, имеется алгоритм интерполяции, который делает модель более гладкой и позволяет спроецировать на нее вольтажную и активационную карты (см. рис. 6.5). Для того чтобы избежать вариабельности геометрии, связанной с изменениями сердечного цикла, сбор точек можно привязать к любой электрограмме. Кроме этого, системой регистрируется усредненная позиция электрода, вычисленная за несколько секунд. Это позволяет компенсировать движение при сокращении сердца. Еще одним инструментом улучшения качества модели является поправка на дыхательные движения. Данные о дыхании пациента собираются до начала картирования. Алгоритм фиксирует изменения при дыхании пациента, оценивает изменение внутригрудного импеданса и в дальнейшем фильтрует низкоамплитудные движения сердца, связанные с дыхательным циклом.

После создания геометрии камеры сердца алгоритм преобразования (field scaling) позволяет компенсировать вариабельность импеданса камер сердца и венозных структур, что предотвращает смещение координат по осям при перемещении собирающего катетера между структурами с разными показателями импеданса (рис. 6.6). Field scaling основан на том, что межэлектродное расстояние одинаково в любой точке внутри модели. При создании модели коррекция положения электрода в пространстве, зафиксиро-

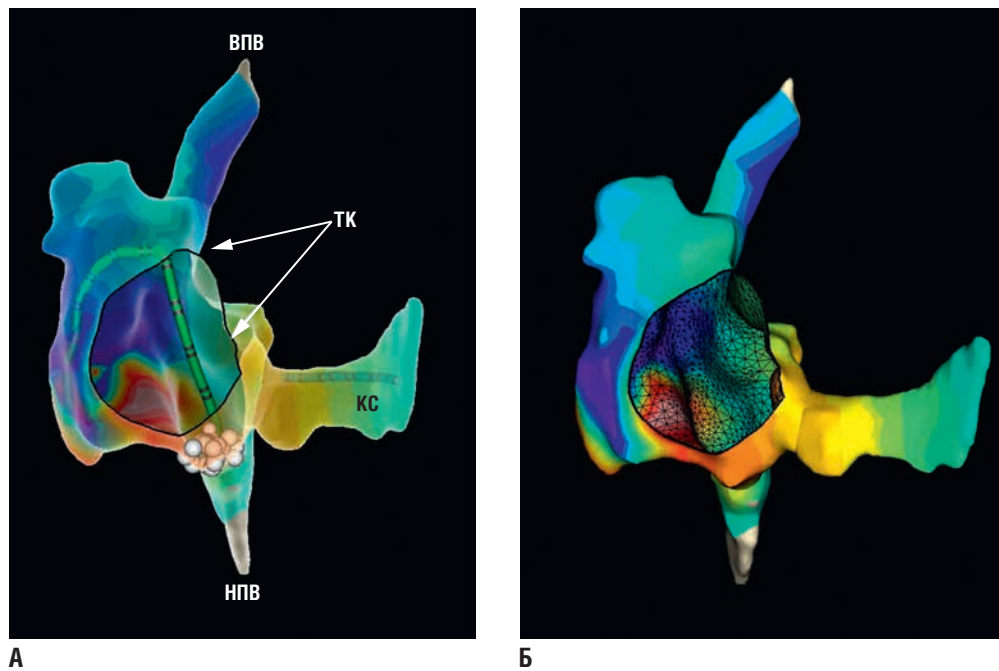


Рис. 6.5 Электроанатомическое активационное картирование с помощью системы NavX. **(А)** Цветная активационная карта наложена на виртуальную анатомическую модель правого предсердия (левая передняя косая проекция) при выполнении аблации типичного трепетания предсердий с помощью навигационной системы NavX. На модели визуализируются два стандартных катетера. Катетер Halo позиционирован вокруг трикуспидального клапана (ТК), десятиполюсный катетер CS — внутри коронарного синуса (КС). Белые стрелки указывают на место радиочастотных воздействий в области cavoatriального истмуса. **(Б)** Та же активационная карта после изменения прозрачности и удаления диагностических катетеров. ВПВ — верхняя полая вена; НПВ — нижняя полая вена.

ванного навигационной системой, осуществляется с учетом заданного межэлектродного расстояния.

Навигационная система NavX работает с большинством используемых катетеров, РЧ-генераторов и криоконзолей. Абляционные воздействия могут быть помечены, что облегчает создание непрерывной линии блока с помощью серии аппликаций.

Модуль EnSite Fusion позволяет совмещать МРТ/КТ-изображения с электроанатомической моделью, созданной с помощью системы NavX. Это позволяет упростить выполнение абляционных воздействий в определенных анатомических структурах. Для коррекции модели система EnSite имеет модуль Dynamic Registration. Система позволяет преобразовывать полученную геометрическую модель в формат МРТ/КТ изображения (см. далее).

Следующее поколение системы EnSite Precision получило возможности магнитного картирования. Оно осуществляется с помощью новых катетеров, обеспеченных магнитными датчиками. Стабильность магнитного поля позволяет уменьшить эффект «смещения», а также искажение импеданса. Все это улучшает навигацию катетера и позволяет создавать более точную геометрическую модель.

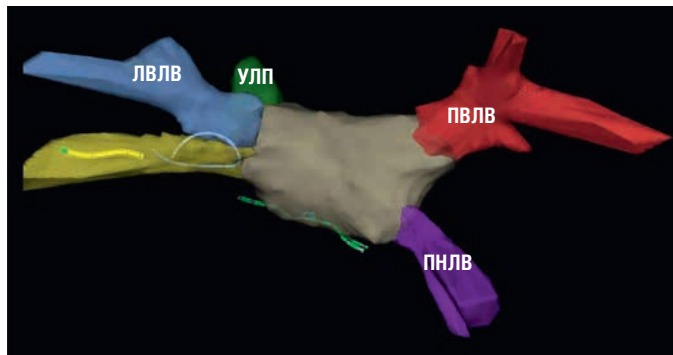
Навигационная система Rhythmia

Rhythmia — это новая система для электроанатомического картирования, основным инструментом которой является 64-полюсный мини-баскет-катетер (Orion, Boston Scientific). Этот катетер позволяет выполнять высокоплотное картирование. При картировании используется гибридная методика, комбинирующая магнитные и импе-

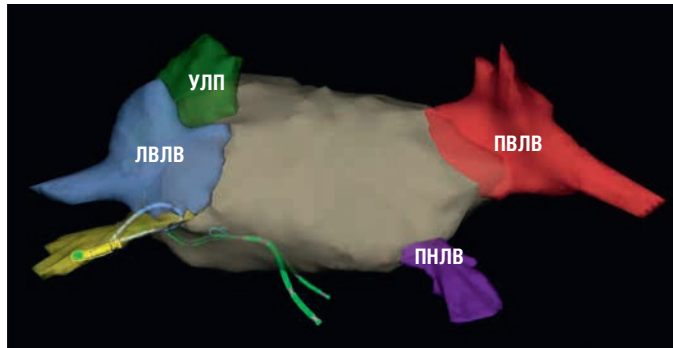
данские технологии определения локализации. Магнитное поле генерируется с помощью специального эмиттера, располагающегося под операционным столом и совместимого с магнитными катетерами. Импедансная технология используется для определения локализации катетеров без магнитного сенсора. Полученные значения импеданса присваиваются магнитным точкам. Это позволяет повысить точность определения положения с помощью импедансной технологии [6, 7].

Orion — двунаправленный катетер диаметром 8,5 Fr, который имеет 8 сплайнов с 8 небольшими электродами на каждом сплайне (рис. 6.7). Площадь каждого электрода $0,4 \text{ мм}^2$, межэлектродное расстояние составляет 2,5 мм (между центрами электродов). Баскет-катетер может принимать сферическую конфигурацию различного диаметра (минимальный 3 мм, средний 18 мм, максимальный 22 мм) путем механического сжатия ребер катетера. Локализация каждого из катетеров определяется с помощью магнитного сенсора на кончике катетера и регистрацией импеданса каждым из электродов. Кончик катетера является орошаемым для предотвращения формирования тромбов. Навигация остальных катетеров происходит на основе оценки импеданса [6–9].

Сбор точек можно осуществлять в двух режимах: автоматическом и ручном. В автоматическом режиме сбор данных и построение карты осуществляется непрерывно при перемещении катетера по заранее заданным оператором критериям. Электрограммы анализируются системой автоматически. В ручном режиме оператор сам выбирает время и область сбора точек, самостоятельно анализируя вы-



А



Б

Рис. 6.6 Демонстрация алгоритма field scaling в навигационной системе NavX. На рисунке изображена объемная модель левого предсердия (ЛП) и легочных вен (ЛВ), вид сзади, созданная с помощью навигационной системы NavX. Аблационный и циркулярный катетеры визуализируются в левой нижней ЛВ. Десятиполюсный катетер расположен в коронарном синусе (КС). **(А)** Геометрия ЛП до применения алгоритма калибровки field scaling. **(Б)** Та же модель после применения алгоритма калибровки field scaling, который компенсировал искажения импеданса между ЛП и ЛВ. ЛВЛВ — левая верхняя легочная вена; ПВЛВ — правая верхняя легочная вена; ПНЛВ — правая нижняя легочная вена; УЛП — ушко левого предсердия.

бренные точки и принимая решения, использовать их для построения модели или нет.

В автоматическом режиме сбор точек происходит в случае соблюдения следующих критериев: стабильный цикл, стабильная разница между двумя референтными электродами, стабильный паттерн дыхания, стабильное положение катетера, стабильный сигнал с электрода относительно смежных точек и соответствие морфологии. Автоматизированные алгоритмы сравнивают точки между собой и при обнаружении резкого отклонения, по сравнению с массивом окружающих точек, отфильтровывают их. Вклад far-field сигналов уменьшают путем анализа униполярных и биполярных сигналов.

Настройка окна интереса автоматизирована. Система вычисляет среднюю продолжительность цикла за 10 сек и выставляет равные интервалы (100% от цикла тахикардии) до и после референтной электрограммы (обычно выбирают одну из пар электродов на катетере коронарного синуса (КС) или комплекс QRS одного из отведений ЭКГ (при картировании желудочковых аритмий). При аннотации времени локальной активации система анализирует униполярную (максимальная скорость отклонения dV/dt) и биполярную (максимальная амплитуда) электрограммы. Для

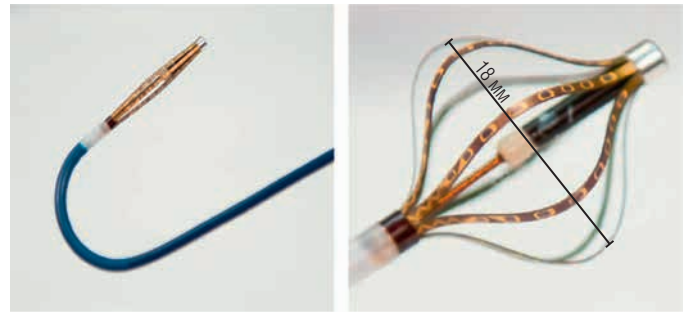


Рис. 6.7 Мини-баскет-катетер Orion. Двухнаправленный мини-баскет-катетер диаметром 8 Fr и длиной головки катетера 27 мм. Головка катетера состоит из 8 сплайнов, на каждом из которых находится 8 электродов. Номинальный диаметр в области экватора катетера составляет 18 мм [Anter E, Tschabrunn CM, Contreras-Valdes FM, Li J, Josephson ME. Pulmonary vein isolation using the Rhythmia mapping system: verification of intracardiac signals using the Orion mini-basket catheter. Heart Rhythm. 2015;12:1927–1934].

анализа многокомпонентных электрограмм системой выбирается потенциал, который соответствует окружающим электрограммам [6–8]. Очень маленький размер электродов катетера Orion позволяет минимизировать far-field сигналы и окружающие шумы и более точно регистрировать низкоамплитудные локальные сигналы [10–11].

Если ритм соответствует установленным критериям, то точки включаются в модель. Сбор точек анатомической модели происходит с помощью внешних электродов баскет-катетера. Решение о включении или исключении электрограмм и их группировка зависит от расстояния между электродом и поверхностью модели (1–5 мм), которые могут быть выставлены оператором. Внутренние точки автоматически удаляются системой (по мере сбора точек, расположенных более удаленно) [6–8].

Все электрограммы хранятся в системе и могут быть проанализированы позднее. После окончания сбора точек собранную модель можно редактировать. Кроме этого, ПО позволяет проецировать информацию о электрограммах на анатомическую модель, выполнять повторную аннотацию и удаление ошибочных данных [7]. На модели можно выделять отдельные точки, которые могут отражать область интересов или важные анатомические области (например, пучок Гиса). В режиме просмотра можно выделить отдельные электрограммы и по ним определить локализацию различных анатомических структур (например, трикуспидального клапана) (рис. 6.8) [12, 13].

Активационное картирование

Анатомический референт

Как только картирующий катетер (или любой электрод, который можно отслеживать в пространстве) оказывается в полости сердца, его позиция может быть определена относительно объекта, расположение которого не изменяется («анатомический референт»). В качестве такого анатомического референта может выступать электрод на поверхности тела пациента или электрод-катетер, расположение которого в ходе всего вмешательства остается постоянным. В дальнейшем положение картирующего катетера отслеживается относительно стабильного референта. Любое перемещение референта в пространстве в ходе

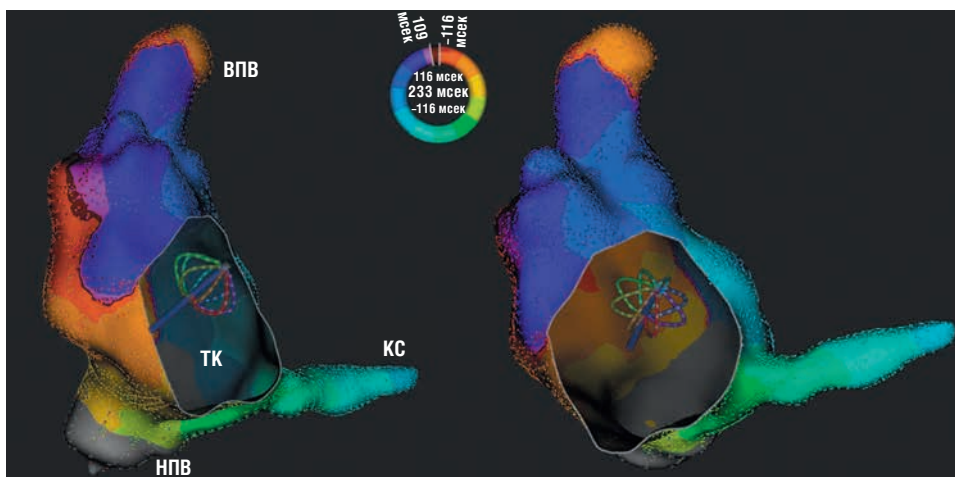


Рис. 6.8 Активационная карта типичного трепетания предсердия (против часовой стрелки), созданная с помощью навигационной системы Rhythmia. Объемная электроанатомическая активационная карта правого предсердия в правой передней косой проекции (справа) и левой передней косой проекции (слева). Во время тахикардии вектор деполяризации вращается против трикуспидального клапана (ТК), с последовательным изменением цвета карты (от красного до фиолетового) с близким расположением наиболее близкой и поздней активации. На карте отображен мини-баскет-катетер (Orion). ВПВ — верхняя полая вена; КС — коронарный синус; НПВ — нижняя полая вена.

процедуры должно быть исключено, поскольку неминуемо приведет к смещению электроанатомической карты. Референтный электрод имеет преимущество — он движется вместе с телом пациента и сердцем во время дыхания. Однако во время процедуры при манипуляциях другими катетерами имеется риск его смещения.

В навигационной системе CARTO расположение магнитных катетеров определяется относительно магнитных сенсоров, расположенных под пациентом. Система CARTO непрерывно отслеживает позицию картирующего катетера относительно этих сенсоров, что решает проблему любых возможных артефактов, обусловленных сокращениями сердца и фазами дыхания. Небольшое смещение пациента относительно магнитного эмиттера может привести к деформации карты, значительное смещение или дислокация эмиттера приводит к необратимому смещению модели.

Система NavX определяет положения катетеров в пространстве на основе вычисления изменения импеданса относительно электрода на поверхности тела пациента или внутри сердца (например, электрод-катетер CS). После того как электрод зафиксирован на поверхности тела или внутри камеры сердца, электроды движутся синхронно с пациентом, что предотвращает смещение карты и делает ее нечувствительной к движениям пациента [2].

Rhythmia — гибридная навигационная система, в которой используются технологии как импедансной, так и магнитной навигации. Для каждого типа навигации используется отдельный референт. Референт магнитной навигации располагается на спине пациента. При импедансном картировании используется один из внутрисердечных статичных электродов, который устанавливается оператором (например, электрод CS).

Электрический референт

Электрический референт — это точка отсчета, электрограмма, относительно которой сравнивается время локаль-

ной активации, регистрируемой картирующим катетером в одной и той же части сердечного цикла. Это одна из главных возможностей системы. Время локальной активации регистрируется картирующим катетером в различных анатомических областях (на трехмерной карте), отражается относительно точки отсчета (референтной электрограммы). При этом важно, чтобы оцениваемый ритм сердца был стабильным, а референтная электрограмма регистрировалась в каждом цикле.

Для того чтобы задать точку отсчета, выбирается время начала активации (начало электрограммы) и параметры аннотации, по которым система определяет референтную электрограмму. Система является достаточно гибкой: любая поверхностная электрокардиограмма или внутрисердечная электрограмма (биполярная или униполярная) может использоваться в качестве референтного сигнала. При наджелудочковых тахикардиях в качестве референта чаще всего используют электрограмму CS, при картировании желудочковых нарушений ритма используют электрограмму правого желудочка или QRS поверхностной ЭКГ. Референтный электрод должен иметь стабильное положение, а референтная электрограмма четко регистрироваться и быть воспроизводимой. Аннотацию необходимо задавать так, чтобы не происходило регистрации лишних сигналов (захват системой желудочкового сигнала на референтном электроде CS во время картирования предсердных нарушений ритма). Любой компонент референтной электрограммы может быть установлен в качестве временной точки отсчета: максимальное отклонение (вершина положительного пика), минимальное отклонение (вершина отрицательного пика), максимально быстрое отклонение (dV/dt): как положительное, так и отрицательное [1].

Окно интереса

Определение окна интереса — важнейший этап, от которого будет зависеть точность и соответствие создаваемой модели. Окно интереса — это временной интервал вокруг

референтной электрограммы, в пределах которого определяется время локальной активации (рис. 6.9). Внутри окна интереса сигналы относительно точки отсчета будут расцениваться как ранние или поздние. Время и амплитуда сигнала, которые не соответствуют заданным параметрам, не будут учитываться и отражаться на карте. Продолжительность окна интереса не должна превышать длительность ДЦ цикла тахикардии, и его обычно устанавливают на 10–20 мсек меньше ДЦ тахикардии. Границы выставляются относительно референтной электрограммы. Окно интереса имеет два интервала: один до, другой — после референтной электрограммы. При фокальных тахикардиях окно интереса обычно выставляется на 50 мсек раньше начала комплекса тахикардии на поверхностной ЭКГ (волна Р или QRS), независимо от времени референтной электрограммы. Для макрореентри тахикардий окно интереса должно быть несколько меньше цикла тахикардии, что позволит определить время активации в цепи реентри (раньше или позже референтной электрограммы). При выставлении окна интереса больше, чем цикл тахикардии, результаты могут не соответствовать реальному времени активации, что приведет к сбору недостоверной информации о локализации зоны поздней и ранней активации (рис. 6.10; см. рис. 6.9). Теоретически, смещение окна интереса или электрического референта не должно влиять на распознавание и правильную интерпретацию петли макрореентри. Возможен лишь сдвиг цветового отражения различных фаз на карте (рис. 6.11) [1].

Время локальной активации

После выбора референтной электрограммы, анатомического референта и окна интереса, можно начинать картирование эндокардиальной поверхности камеры сердца. Сбор точек можно осуществлять с помощью униполярной или биполярной электрограмм. Эти электрограммы анализируются согласно принципам активационного картирования, описанным в главе 5. Время локальной активации — это временной интервал от референтной электрограммы до соответствующей локальной электрограммы (униполярной или биполярной) анатомической области, регистрируемой картирующим электродом. Локальной активацией ткани соответствует вершина биполярного сигнала (отфильтрованного в диапазоне 30–300 Гц), что совпадает с деполяризацией миокарда под электродом и хорошо соотносится с максимальным отрицательным отклонением dV/dt на униполярной электрограмме. Однако при сложных фракционированных биполярных электрограммах определение времени локальной активации может быть существенно затруднено. В этих случаях время локальной активации определяется индивидуально в зависимости от вида аритмии. Кроме точки максимального или наиболее резкого отклонения высокочастотного компонента локальной электрограммы можно использовать начало биполярного сигнала, как наиболее легкого воспроизводимого метода определения времени активации. Это особенно актуально при фракционированных, низкоамплитудных локальных электрограммах. Начало биполярной электрограммы часто опережает значение максимального отрицательного dV/dt на униполярной электрограмме на 15–30 мсек [14].

Для всех типов униполярных электрограмм (как фильтрованных, так и нативных) самое быстрое максимальное отрицательное отклонение ($-dV/dt_{max}$) лучше всего отра-

жает время прохождения волны возбуждения под электродом [14–16].

Современные картирующие системы позволяют автоматически проводить сбор и интерпретацию полученных точек. Автоматизированные алгоритмы определяют время локальной активации по максимальному положительному отклонению биполярной электрограммы или максимальной скорости отрицательного отклонения $-dV/dt$ униполярного сигнала. Сложные электрограммы система интерпретирует, сопоставляя сигналы окружающих тканей. При ручном сборе точек или редактировании автоматических данных важно использовать те же параметры, что и в автоматическом режиме.

Сбор данных

После того как установлены электрический и анатомический референты и определено окно интереса, картирующий электрод устанавливают в интересующей камере сердца. Для сбора данных в системах CARTO и Rhythmia используют соответствующие катетеры с магнитным сенсором. В то время как при картировании с помощью NavX можно использовать стандартные катетеры без магнитных сенсоров. Для сбора данных можно использовать любой электрод, создавать изохронные и вольтажные карты, выполнять аблацию. В ходе процедуры стандартные катетеры для проведения электрофизиологического исследования позиционируют в сердце, при этом одновременно может отражаться до 128 электродов. Система NavX может отслеживать положение катетера сразу после введения катетера в вену. Использование навигационной системы EnSite NavX позволяет отслеживать положение катетеров внутри сердца и минимизировать использование флюороскопии. Однако флюороскопию следует использовать каждый раз, когда на пути катетера возникает препятствие.

В качестве референтного электрода для построения геометрической модели используется один из внутрисердечных катетеров. Для контроля дислокации катетера во время процедуры выставляется тень исходного положения катетера. Это позволяет вернуть катетер на исходное положение под контролем навигационной системы NavX. Также можно выставить тень любого другого катетера, это позволяет отметить его положение в пространстве (например, место наилучшей регистрации потенциалов АВ).

С помощью картирующего катетера, позиционированного в области интереса (под контролем флюороскопии), можно делать пометки на электроанатомической модели. При картировании правого предсердия (ПП) можно отметить положение верхней полой вены (ВПВ), нижней полой вены (НПВ), пучка Гиса, кольца трикуспидального клапана или коронарного синуса (КС). Картирование проводится путем медленного движения катетера в полости сердца, при этом происходит сбор множества точек с соответствующей информацией о локализации катетера и регистрацией электрограмм в каждый момент времени.

Сбор точек происходит только при плотном контакте катетера со стенкой сердца. Система непрерывно отслеживает качество контакта катетера с тканью, стабильность и воспроизводимость времени локальной активации. Качество положения и контакта катетера оценивается с помощью нескольких параметров: (1) стабильность времени локальной активации — разница во времени между двумя смежными сокращениями не превышает 2 мсек; (2) стабиль-

Окно интереса выставлено верно



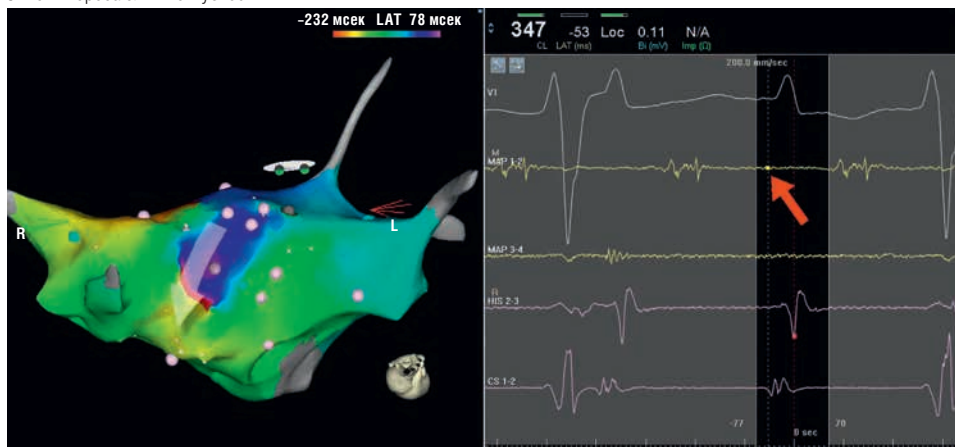
A

Окно интереса слишком широкое



Б

Окно интереса слишком узкое



B

Рис. 6.9 Влияние окна интереса на результат активационного картирования. Представлена активационная карта макрореентри левопредсердной тахикардии, созданная с помощью навигационной системы CARTO-3. **(А)** Корректно выставленные границы окна интереса в пределах одного цикла тахикардии. Среднедиастолический потенциал (красная стрелка), зарегистрированный в области крыши левого предсердия, время активации отображается в левой части окна (более темная вертикальная полоса), вектор активации направлен слева и далее, как указывает белая стрелка. **(Б)** Границы окна интереса выставлены шире и превышают продолжительность одного цикла тахикардии. В этом случае система может неверно аннотировать сигналы (красная стрелка), что приведет к раздвоению фронта возбуждения вокруг правых легочных вен. **(В)** Окно интереса слишком узкое, что приводит к тому, что электрограмма не попадет в поле зрения системы, при этом шум может регистрироваться в качестве локальной электрограммы (красная стрелка). При этом паттерн активации также будет отличным от варианта А. ЛВЛВ — левая верхняя легочная вена; ЛНЛВ — левая нижняя легочная вена; ПЛВЛ — правая верхняя легочная вена; ПНЛВ — правая нижняя легочная вена.

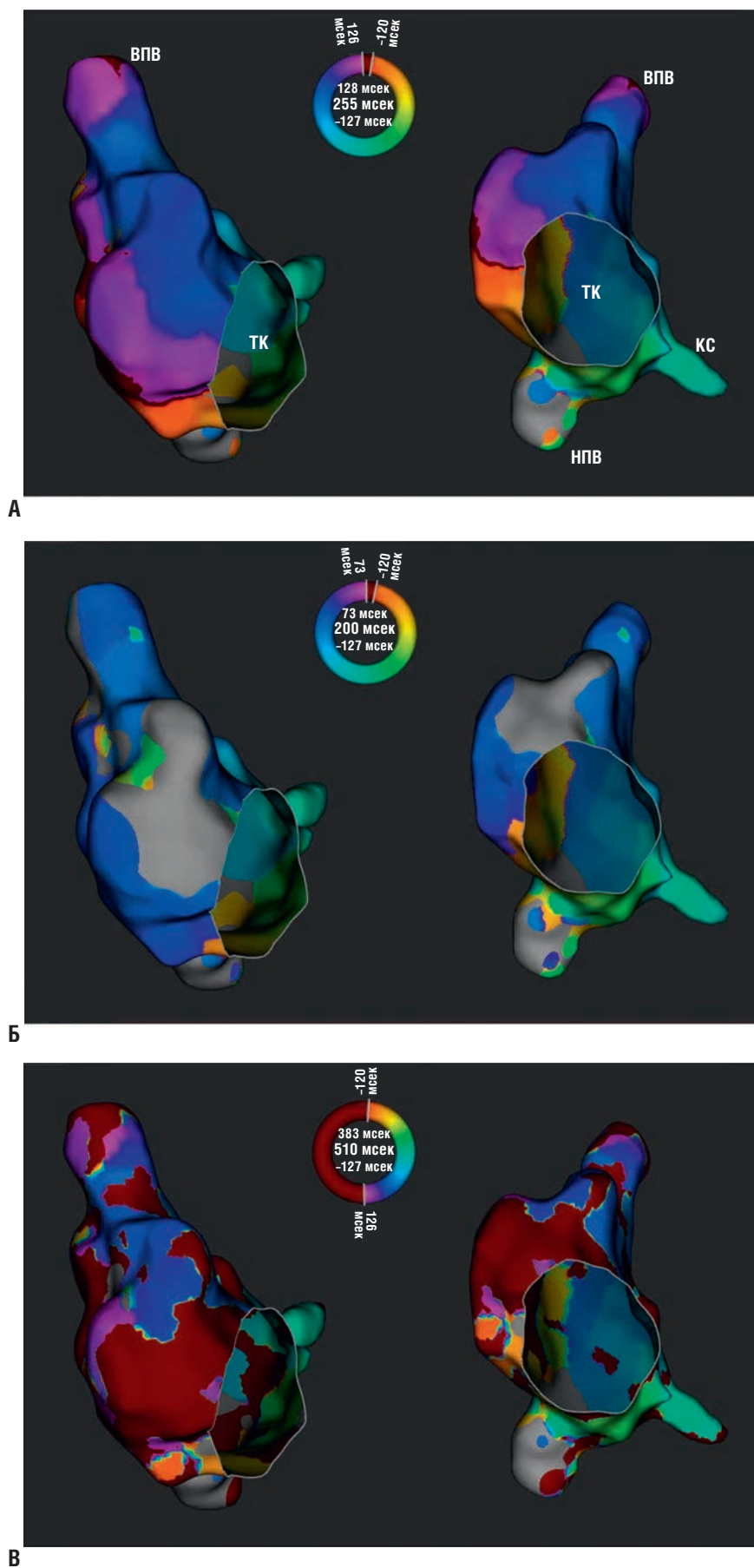


Рис. 6.10 Окно интереса и активационное картоирование. Активационная карта правого предсердия во время типичного трепетания предсердий против часовой стрелки (цикл 260 мсек), построенная с помощью навигационной системы Rhythmia. Изображения отражены в правой передней косой проекции (слева) и левой передней косой проекции (справа). В системе Rhythmia возможно ретроспективно изменять ширину окна интереса. **(А)** Окно интереса выставлено верно (255 мсек), чуть меньше, чем длительность цикла тахикардии. Цветовая последовательность (от красного до фиолетового) четко отражает близкое расположение ранней и поздней активации (красный встречается фиолетовый), что соответствует реентри вокруг трикуспидального клапана. **(Б)** Окно интереса ретроспективно сужено до 200 мсек (значительно меньше длительности цикла тахикардии), что приводит к некорректному отображению паттерна активации. **(В)** Окно интереса ретроспективно увеличено до 510 мсек (примерно в 2 раза превышает длительность цикла тахикардии), что привело к формированию ложной картины активации правого предсердия. ВПВ — верхняя полая вена; КПВ — коронарный синус; НПВ — нижняя полая вена; ТК — трикуспидальный клапан.

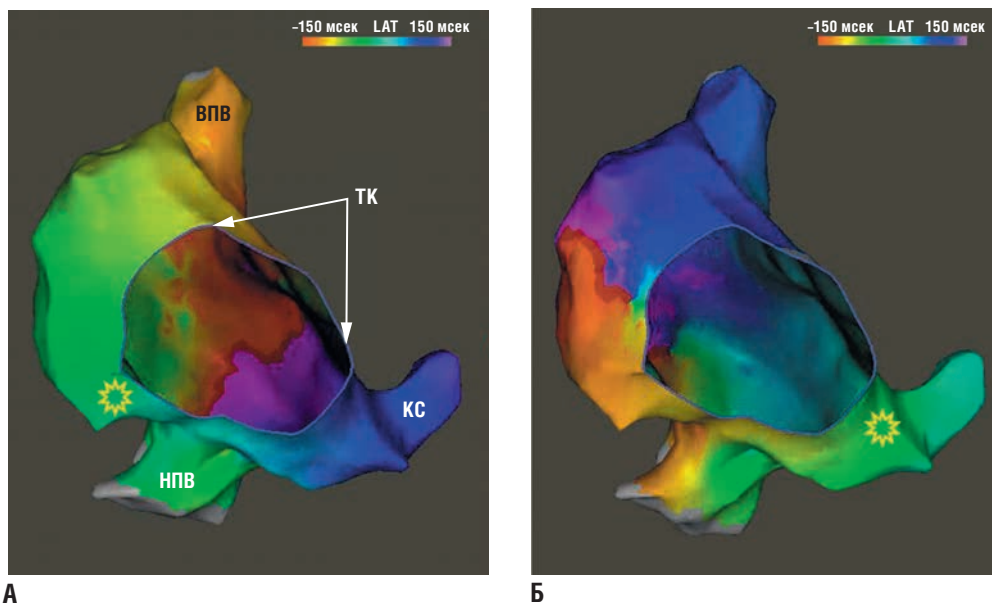


Рис. 6.11 Влияние электрического референта на результаты активационного картирования. Активационная карта правого предсердия (левая передняя косая проекция) на фоне типичного трепетания предсердия против часовой стрелки (цикл тахикардии 310 мсек) с циркуляцией импульса вокруг трикуспидального клапана (ТК). **(А)** Дистальная пара электродов катетера Halo (позиционированная в области латеральной стенки, отмечена желтой звездочкой) выбрана в качестве электрического референта (отправная точка) активационной карты. Обратите внимание, что зона встречи поздней и ранней активации располагается на перегородочной области правого предсердия (ПП). Окно интереса составляет 300 мсек (150 мсек до и 150 мсек после электрического референта). **(Б)** Электрод-катетер коронарного синуса (КС) позиционирован в устье коронарного синуса. Проксимальная пара его электродов, отмеченная звездочкой, выбрана в качестве электрического референта той же самой тахикардии. В этом случае зона встречи ранней и поздней активации находится на латеральной стенке ПП. На обоих изображениях отмечается плавный переход цветов (от красного до фиолетового) и зона встречи ранней и поздней активации (красный встречается фиолетовый), что соответствует реентри вокруг кавотрикуспидального истмуса. Изменение электрического референта не меняет вектор распространения активации, а лишь приводит к смещению области перехода поздней активации в раннюю. Обратите внимание, что зона перехода поздней активации в раннюю не является маркером зоны абляции (как демонстрирует данный клинический случай). Это всего лишь функция, в которой начало отсчета определяется выбранным референтом. ВПВ — верхняя полая вена; НПВ — нижняя полая вена.

ность контакта — локализация катетера за два последовательных сокращения не менялась более чем на 2 мм; (3) идентичная морфология электрограмм двух последовательных сокращений; (4) стабильность цикла — соответствие длительности цикла между последними сокращениями медиане длительности цикла за время процедуры. Специальные катетеры с сенсорами оценки силы контакта (при наличии) могут улучшить качество картирования.

Современные картирующие системы обеспечивают автоматический сбор информации с выбранного катетера. Алгоритм автоматически регистрирует и аннотирует время локальной активации в точках, которые полностью соответствуют критериям, заданными оператором. После проверки системой всех необходимых критериев (стабильность цикла, стабильность времени активации относительно референтной электрограммы, стабильность локализации электрода, стабильность дыхания и других дополнительных критериев) точка отмечается на карте. Эти алгоритмы позволяют упрощать картирование и процесс валидации информации, а также сокращать общее время картирования и ручной аннотации данных.

Дыхательные движения могут значительно влиять на локализацию катетера. Анализ дыхательных движений позволяет компенсировать небольшое смещение катетера в процессе дыхания. Текущая версия системы CARTO позволяет автоматически проводить синхронизацию с циклом дыхательных движений [1].

Каждая точка отмечается на трехмерной модели. Линии блока, которые представлены двойными потенциалами, дополнительно помечаются для более простой идентификации. В последующем они могут служить ориентирами для нанесения повторных абляционных воздействий. Электрически нейтральные области (участки эндокарда с амплитудой менее 0,05 мВ [базовый уровень электрического шума картирующей системы]), зоны, в которых отсутствует навязывание стимула с силой тока 20 мА) и рубцы после хирургических вмешательств помечаются как «рубцы». Эти зоны отображаются серым цветом на трехмерной модели и не имеют времени локальной активации (см. рис. 14.1, рис. 14.2). Кроме этого, на карте можно отметить результаты проведения различных стимуляционных маневров во время тахикардии [1].

Сбор информации о положении катетера с одновременной регистрацией электрограмм можно проводить с нескольких зон одновременно. Многополюсные катетеры, такие как Lasso и PentaRay, расширяют возможности сбора точек, увеличивают скорость и точность картирования. Собранные точки соединяются в линии, формируют смежные треугольники и, в итоге, общую модель камеры сердца. Затем регистрируемые электрограммы используются для создания активационной карты, которая накладывается на анатомическую модель. Активационная карта окрашивается в зависимости от времени локальной активации: красным отражаются участки наиболее ранней активации,

голубым и фиолетовым — поздней активации, участки зеленого и желтого цвета соответствуют промежуточному времени активации (см. рис. 6.5, рис. 6.11). Время локальной активации сравнивается между окружающими точками, точки объединяются в треугольники, которые окрашиваются соответственно цветовой шкалы. Система может объединять точки в треугольники исходя из выставленных оператором параметров интерполяции «порог заполнения» или «порог интерполяции». Другими словами, если собранные точки находятся на расстоянии, превышающем порог заполнения, интерполяция не будет выполнена. По мере сбора новых точек перестраивается геометрия модели и изменяется цветовая маркировка активационной карты. Все это происходит в режиме реального времени [1].

Сбор достаточного количества точек распределенных равномерно, является обязательным условием построения модели. Недостаточное количество точек, приводит к тому, что система достраивает модель, исходя из порогового значения интерполяции, а распределение цветов не отражает реальный паттерн возбуждения и время активации. В этом случае сторонние участки могут ошибочно интерпретироваться как часть цепи реентри, а линия блока проведения может быть пропущена. Низкое разрешение модели не позволит выявить такие феномены, как дополнительный контур реентри двухпетлевой тахикардии. Для картирования некоторых сложных реентри аритмий требуется более 80–100 точек для получения необходимого разрешения. Другие аритмии могут быть картированы с меньшим количеством точек, например фокальные тахикардии и некоторые менее сложные реципрокные тахикардии (истмус-зависимое трепетание предсердий). Использование многополюсных катетеров позволяет увеличить разрешение модели и ускорить процесс картирования [1].

Важно выявлять области рубца или препятствия для распространения возбуждения. Если не выявить зону блока проведения, то за счет интерполяции система может отобразить распространение возбуждения через эту зону, а не в обход нее. Это не позволит выявить критический истмус, который служит целью для аблации при реципрокных тахикардиях. Можно предположить локализацию блока проведения при разнонаправленном прохождении возбуждения, который ограничен линией тканей с двойными потенциалами или изохронным участком.

Возможность одновременного выведения на экран нескольких проекций и возможность вращать электроанатомическую модель в разных направлениях делают картирующие системы удобным инструментом навигации абляционного катетера. С помощью навигационной системы можно в режиме реального времени уточнить положение кончика катетера относительно поверхности камеры сердца и вернуться к интересующим точкам без использования флюороскопии. Электроанатомические карты могут быть представлены в двухмерной и трехмерной моделях в виде изохронных, волжанных карт, а также карт распространения возбуждения.

Активационная карта

При проведении картирования время активации сравнивается с выбранной референтной электрограммой и заносится в специальный каталог. В зависимости от времени активации собранным точкам присваиваются соответствующие цвета на изохронной карте. Активационная кар-

та накладывается поверх собранной объемной геометрической модели, где каждому цвету соответствует положение локальной электрограммы в цикле тахикардии (см. рис. 11.21, рис. 12.14). Данная технология позволяет отразить последовательность активации. Для этого необходимо собрать достаточное количество точек, равномерно распределенных на модели соответствующей камеры сердца.

Электроанатомическое картирование фокальных тахикардий обычно демонстрирует радиальное распространение активации. В центре — область наиболее ранней активации с последующим распространением импульсов во всех направлениях. В случае с фокальными тахикардиями время локальной активации значительно короче цикла тахикардии (см. рис. 6.2). При макрореентри тахикардиях на активационной карте ранняя и поздняя активация, отмеченные соответствующими цветами, находятся близко друг к другу (зона *“early-meets-late”*) (см. рис. 6.11). Не следует использовать эту зону в качестве маркера локализации критического истмуса тахикардии, где необходимо выполнять аблацию. Это связано с тем, что отображение зоны перехода поздней в раннюю активацию зависит от границ окна интереса относительно референтной электрограммы. Поэтому смещение границ окна интереса или референтной электрограммы приведет к сдвигу этой зоны (см. рис. 6.8, рис. 6.11) [1].

Фокальные тахикардии могут имитировать паттерн реентри-активации при близком расположении анатомических или функциональных барьеров для прохождения возбуждения. В основе этого феномена может лежать анизотропное проведение, рубец, хирургические разрезы или предшествующие абляционные воздействия, которые приводят к замедлению прохождения волны возбуждения, регистрации электрической активности на всем протяжении цикла тахикардии и поздней активации тканей, прилежащих к источнику тахикардии. К примеру, у пациента, которому ранее выполнялась аблация кавотрикуспидального истмуса (КТИ), фокальная тахикардия из устья КС может имитировать типичное ТП с активацией против часовой стрелки (рис. 6.12). Если при активационном картировании выявляется зона перехода поздней в раннюю активность, но при этом электрическая активность не регистрируется на всем протяжении цикла тахикардии, следует предположить ошибку картирования. И прежде чем предположить механизм макрореентри, необходимо провести более детальное картирование.

Идентичная ситуация может быть с макрореентри, которая имитирует фокальный механизм. При недостаточном количестве собранных точек из-за интерполяции может измениться карта активации, и паттерн активации будет напоминать фокальный источник (см. рис. 13.11) [17]. В случае макрореентри, источник которой располагается в противоположной камере сердца (например, при картировании ПП на фоне левопредсердного ТП), наиболее раннее время активации будет регистрироваться в месте раннего прорыва возбуждения. Несмотря на то, что по данным активационного картирования в этой точке регистрируется наиболее ранняя активация по сравнению с референтной электрограммой, отсутствие пресистолического опережения (относительно волны Р или комплекса QRS на поверхностной ЭКГ) указывает на то, что данная область не может быть источником фокальной тахикардии. Это должно натолкнуть оператора на мысль о более детальном карти-

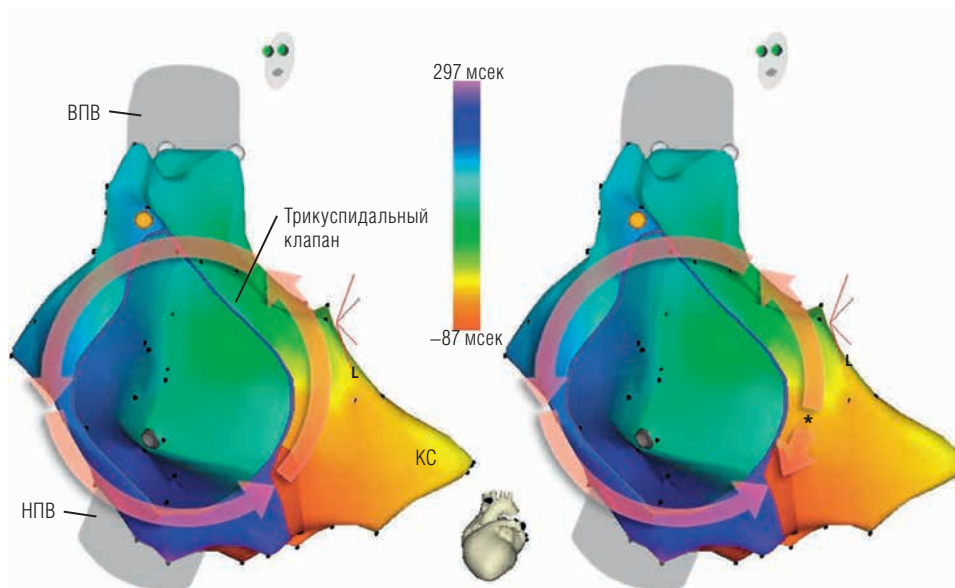


Рис. 6.12 Реципрокная (макрореентри) (слева) и фокальная (справа) предсердная тахикардия (ПТ) у пациента с ранее выполненной аблацией кавотрикуспидального истмуса. На рисунке отражена электроанатомическая карта на фоне ПТ (цикл тахикардии 390 мсек). Слева паттерн активации (стрелки) указывает на трепетание предсердий против часовой стрелки, электрическая активность регистрируется на протяжении почти всего цикла тахикардии (384 мсек, 98%). Сверхчастая стимуляция предполагает фокальный механизм тахикардии. При дальнейшем картировании выявлен участок фокальной активности в области устья коронарного синуса (КС), где абляционные воздействия привели к купированию ПТ (звездочка). Повторный анализ паттерна активации демонстрирует распространение активации в двух направлениях. ВПВ — верхняя полая вена; НПВ — нижняя полая вена.

ровании. Аналогичная ситуация может возникнуть при эндокардиальном картировании реентри тахикардии, источник которой располагается в толще миокарда или эпикардиально.

Изохронная карта

Картирующие системы позволяют также создавать статичные изохронные карты, имеющие, как и активационные, цветовую градацию. Отображение точек на изохронной карте происходит с ранжированием (обычно 10 мсек), каждому значению соответствует свой цвет. В зависимости от скорости проведения изменяется ширина цветового поля: участки с медленным проведением — узкие, а с быстрым — широкие. Отражение данных в виде изохронных карт помогает продемонстрировать вектор направления возбуждения, который перпендикулярен цветовой линии изохронной карты и параллелен линии последовательного изменения цветов. Участок изохронной карты, на котором происходит быстрая смена цветов (множество различных оттенков и цветов на небольшом участке) указывает на скорость примерно 0,033 см/мсек (медленнее чем 0,05 см/мсек). Такие участки могут отражать зону медленного проведения. Область продолжительностью 50 мсек, в которой сталкиваются два разнонаправленных фронта, указывает на участок локального блока проведения. Область медленного проведения (скорость менее 0,033 см/мсек) может играть важную роль в стабилизации аритмии.

Карта распространения активации

Активационная цветная карта может быть представлена в виде анимированной карты распространения фронта активации (карта распространения, propagation map, см. рис. 11.21, рис. 12.13). Распространение электрической активации накладывается на трехмерную реконструкцию камер

сердца с учетом анатомических ориентиров и барьеров. Анализ распространения активации позволяет оценить скорость проведения на разных участках цепи реентри и выявить область медленного проведения.

Система EnSite Precision позволяет отображать распространение активации поверх вольтажной карты, что лучше позволяет сопоставить области замедленного проведения и рубцовой ткани (рис. 6.13).

Entrainment картирование

Графически результаты entrainment картирования могут быть отражены с помощью анализа разницы между постстимуляционным интервалом и циклом тахикардии (PPI – TCL). Каждому значению навигационная система присваивает свой цвет (рис. 6.14). Эта методика может помочь определить и визуализировать на объемной модели вход в петлю реентри, даже если область медленного проведения не определена. Ни одна из навигационных систем не позволяет автоматически выполнять цветовую аннотацию результатов entrainment картирования, однако оценку паттерна активации можно выполнять вручную. Все точки контакта кончика катетера сохраняются в каталоге навигационной системы, при выполнении entrainment маневров значение PPI – TCL присваивается конкретной точке на карте (аналогично сбору данных о времени активации).

При этом информация о локальных электрограммах, отмеченная на объемной модели, полностью игнорируется. Маркер ручной аннотации перемещается в область, где временные параметры соответствуют результатам entrainment (PPI – TCL). После чего временные параметры окрашиваются соответственно цветовой кодировке (как при активационном картировании), однако эти данные представляют информацию длительности обратного прохода стимула при entrainment маневрах.

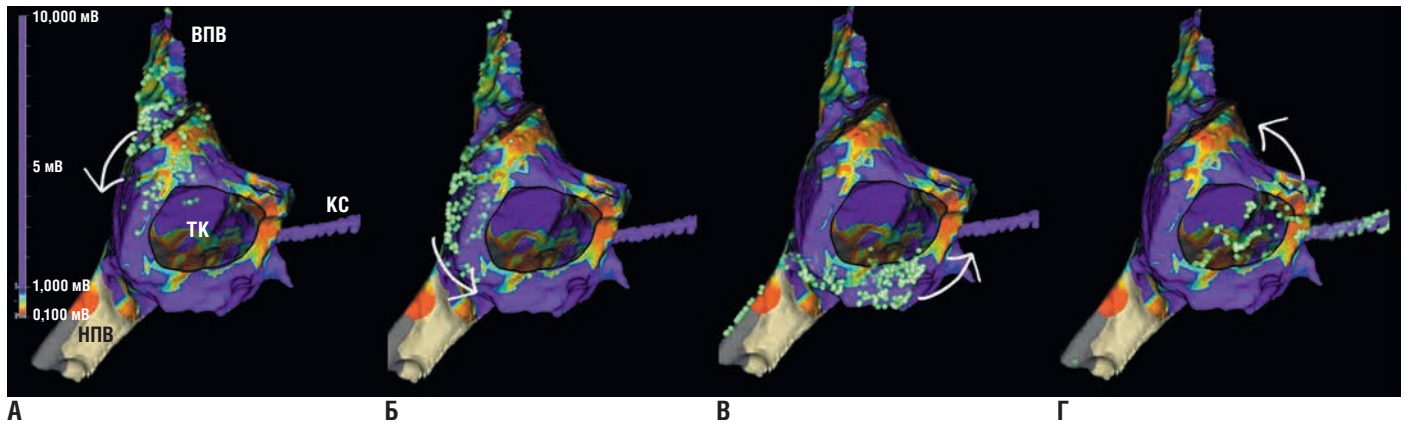


Рис. 6.13 Карта распространения активации при типичном трепетании предсердий (ТП). Активационная и вольтажная карты правого предсердия, собранные на фоне типичного ТП против часовой стрелки с помощью навигационной системы EnSite Precision. Вольтажная карта отображена в левой передней косоугольной проекции. Красным цветом отмечены участки эндокарда с амплитудой сигнала $\leq 0,1$ мВ; фиолетовым цветом отображаются участки с амплитудой ≥ 1 мВ (А–Г). Распространение фронта визуализируется поверх вольтажной карты с помощью зеленых точек (“sparkle map”), которые перемещаются вокруг трикуспидального клапана (ТК) против часовой стрелки (белые стрелки). ВПВ — верхняя полая вена; КС — коронарный синус; НПВ — нижняя полая вена.

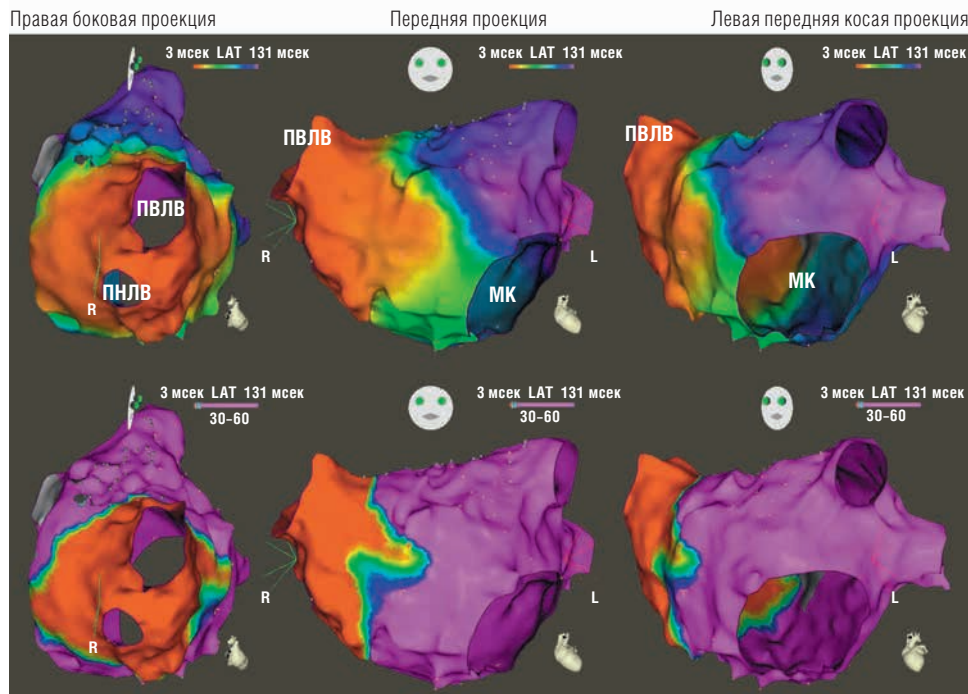


Рис. 6.14 Entrainment картирование с помощью навигационной системы. Электроанатомическая карта левого предсердия (ЛП) с результатами entrainment маневров, выполненных на фоне предсердной тахикардии, возникшей после РЧА устьев легочных вен в связи с фибрилляцией предсердий. ЛП отображено в различных проекциях. Цветами отражены значения разницы между постстимуляционным интервалом (PPI) и циклом тахикардии (TCL), которая указывает на расположение относительно петли реентри. В верхнем ряду красный и оранжевый цвета отражают область с минимальным значением PPI – TCL (т.е. участки находятся внутри или близко к петле реентри). Фиолетовым цветом отмечены области с большой разницей между PPI и TCL (участки находятся вне петли реентри). На нижнем ряду отражены те же данные, только красным цветом обозначен интервал 0–30 мсек. Это позволяет продемонстрировать контур реентри, расположенный вокруг правых легочных вен. Стоит отметить, что не все области внутри петли подходят для эффективной абляции. МК — митральный клапан; ПВЛВ — правая верхняя легочная вена; ПНЛВ — правая нижняя легочная вена.

Красным цветом отображаются ближайшие к реентри точки (с наименьшим значением PPI – TCL; значение близкое к 0 указывает на нахождение точки в петле реентри), а фиолетовым цветом отображаются зоны, удаленные от петли реентри (наибольшее значение PPI – TCL).

Цветовое отображение результатов entrainment картирования позволяет определить весь контур активной части петли реентри и отделить от пассивных участков петли, выявить препятствия, вокруг которых циркулирует тахикардия. Все это позволяет получить важную и полезную информацию о локализации наиболее перспективных точек для аблации (см. рис. 6.14). Однако аблационные воздействия не во всех точках петли позволяют купировать тахикардию. Как в случае с ортодромной тахикардией, в цикле которой участвуют желудочки, одно-два воздействия в желудочках по ходу петли реентри не позволяют разомкнуть цепь реентри. Окончательный выбор области воздействия будет определяться локализацией и шириной анатомических барьеров. Линейное воздействие между двумя барьерами «рассечет» петлю реентри и элиминирует аритмию.

Ограничение активационного картирования

Несмотря на то, что визуализирующие возможности навигационной системы с каждым годом дают все больше преимуществ при выполнении аблации, многие из этих теоретических преимуществ нуждаются в подтверждении. Этот инструмент должен быть одним из многих, которые позволяют выполнять аблацию сложных аритмий, и не должен заменять для оператора базовые электрофизиологические принципы и конечные точки [18].

Для создания объемной модели необходим сбор большого количества точек, что занимает большое количество времени. Некоторые виды аритмий требуют тщательного сбора точек для получения детальной информации об анатомических деталях и анализа аритмии. Поскольку сбор информации происходит не одномоментно, требуется большое количество сокращений, стабильных по морфологии и циклу, поэтому для создания информативной активационной карты требуется частая индукция аритмии. Сбор новых точек поверх старых не позволяет получать новую информацию в режиме реального времени, требуется время для перестроения карты, чтобы уточнить текущую последовательность эндокардиальной активации, увидеть изменение аритмии или полноценно визуализировать несколько тахикардий. Кроме этого, сложно картировать неустойчивые аритмии или те, которые претерпевают быстрое изменение активации. В таких случаях картирование возможно лишь при значительных аномалиях субстрата. При макрореентри тахикардиях изменение ДЦ тахикардии более чем на 10% затрудняет оценку хода активации и снижает достоверность активационной карты. Единичные желудочковые экстрасистолы, наджелудочковые или неустойчивые редкие пробежки возможно картировать, однако это может занять много времени. Решить эту проблему позволяют многополюсные картирующие катетеры.

Одна из проблем указанных методов заключается в том, что неверная аннотация нескольких электрограмм может привести к ошибочному построению активационной карты, что требует ручной коррекции. Наиболее актуальна эта проблема при использовании многополюсных катетеров. Они позволяют быстро провести картирование поверхно-

сти большой площади, однако при полностью автоматизированной аннотации полученных данных карта может не соответствовать реальной картине. Алгоритмы интерполяции, которые позволяют улучшить визуальное отображение модели, иногда присваивают временные и вольтажные характеристики областям миокарда, где картирование не выполнялось.

При картировании широких, фракционированных потенциалов бывает сложно оценить время активации. У некоторых макрореентри тахикардий фракционированные низкоамплитудные сигналы могут составлять большую часть цикла. Акцент на временных параметрах, а не на морфологии таких электрограмм, может привести к недооценке их роли в поддержании аритмии. Субъективная интерпретация и выбор одного из компонентов фракционированной электрограммы может значимо влиять на карту распространения активации. Если игнорировать эти потенциалы или выставить начало электрограммы значительно позже времени активации, макрореентри тахикардия может имитировать фокальную аритмию, а электрическая активность будет занимать менее 90% цикла.

Вольтажное картирование

Вольтажное картирование выполняется с целью идентификации зоны рубцовой ткани, которая может быть аритмогенным субстратом или одной из границ при выполнении аблационных воздействий. Большое значение эти участки могут иметь при картировании нестабильных или неустойчивых тахикардий, в особенности ЖТ при рубцовом поражении миокарда. Картирование позволяет выявить субстрат ЖТ и упрощает аблацию нескольких ЖТ или ЖТ с меняющейся морфологией, а также гемодинамически нестабильных или ЖТ со сложной индукцией. Субстратное картирование может быть полезным инструментом и при гемодинамически стабильных ЖТ. Оно позволяет выделить небольшую зону интереса для выполнения активационного и entrainment картирования, а также уменьшения времени картирования на фоне ЖТ. Наложение вольтажной карты на активационную позволяет уменьшить зону поиска низкоамплитудных сигналов.

Сравнение данных биполярного картирования демонстрирует корреляцию с данными, полученными при пато-

ТАБЛИЦА 6.1 Вольтажные критерии патологии миокарда

Амплитуда электрограммы	Низковольтная активность миокарда	Плотный рубец
ПЖ и ЛЖ эндокардиальный биполярный сигнал	< 1,5 мВ	< 0,5 мВ
ПЖ и ЛЖ эпикардиальный биполярный сигнал	< 1,0 мВ	< 0,5 мВ
ЛЖ эндокардиальный униполярный сигнал	< 8,3 мВ	< 7,0 мВ
ПЖ эндокардиальный униполярный сигнал	< 5,5 мВ	< 3,5 мВ
ПП и ЛП эндокардиальный биполярный сигнал	< 0,5 мВ	< 0,05 мВ

ЛЖ — левый желудочек; ЛП — левое предсердие; ПЖ — правый желудочек; ПП — правое предсердие.

морфологических исследованиях и МРТ. Зона, где регистрируются низкоамплитудные электрограммы, стимуляция которой током высокой силы не приводит к захвату миокарда, считается «электрическим» рубцом. Амплитуда биполярного сигнала нормального миокарда может значительно варьировать, однако в настоящее время желудочковые сигналы амплитудой менее 1,5 мВ принято считать патологическими низкоамплитудными сигналами, а сигналы менее 0,5 мВ — рубцовой тканью (табл. 6.1). Стимуляция более 10 мА является критерием невозбудимости ткани, если кончик катетера имеет плотный контакт с тканью [19]. Для предсердий отрезное значение амплитуды эндокардиального биполярного сигнала составляет 0,5 мВ; сигналы меньшей амплитуды считаются патологическими и обозначаются как область низкоамплитудной активности (е-рис. 6.1). Рубцом считается ткань с амплитудой менее 0,05 мВ, при стимуляции которой током силой 20 мА не происходит навязывания электрических импульсов на миокард [20–24].

При эпикардиальном картировании желудочков для анализа биполярных сигналов используются более жесткие отрезные значения. Это необходимо для того, чтобы избежать влияния эпикардиального жира и коронарных сосудов (см. табл. 6.1). Эпикардиальный жир лежит поверх миокарда, отделяя его от окружающих тканей. Жир служит источником низкоамплитудных сигналов, которые ошибочно могут восприниматься в качестве патологических желудочковых потенциалов. В норме амплитуда эпикардиальных сигналов составляет более 1,0 мВ. Рубцом считаются ткани с амплитудой биполярного сигнала менее 0,5 мВ, пограничная зона находится в промежутке значений от 0,5 мВ до 1,0 мВ. Поскольку эпикардиальный жир снижает амплитуду сигналов, всегда необходимо оценивать конфигурацию патологической электрограммы [19, 21, 22].

Недостаток биполярных сигналов состоит в их ограниченной области регистрации. Биполярная электрограмма в основном отражает активность локальных участков ткани, при этом не учитываются far-field сигналы. Биполярные сигналы точно отражают вольтажные характеристики эндокардиальной поверхности, однако интрамуральные или эпикардиальные рубцы могут не отражаться на биполярной вольтажной карте, в отличие от униполярного картирования. Униполярная электрограмма отражает разность напряжения между электродом, находящимся в контакте с миокардом, и индифферентным электродом (терминаль Вильсона). Униполярная электрограмма имеет более широкие возможности, а амплитуда отражает в первую очередь деполяризацию удаленных участков, в связи с чем в настоящее время униполярное картирование позволяет улучшить визуализацию интрамуральных или эпикардиальных рубцов [22]. Амплитуда униполярной электрограммы менее 8,3 мВ считается отрезным значением нормального миокарда ЛЖ (е-рис. 6.2) [19]. Для нормальной ткани более тонкой свободной стенки ПЖ приняты меньшие значения амплитуды униполярной электрограммы (ниже 5,5 мВ) (см. рис. 25.4) [21, 25–27].

Вольтажное картирование может выполняться на синусовом ритме, стимуляции или других ритмах. Вольтажная карта отражает амплитуду сигналов по принципу от «электрограммы к электрограмме» (*peak-to-peak*) в каждой точке за период, попадающий в окно интереса. Аннотирование происходит автоматически и полученному значению сис-

темой присваивается определенный цвет, который накладывается на анатомическую модель (см. е-рис. 6.2). При необходимости пользователь может изменить диапазон амплитуды на цветовой шкале, чтобы сконцентрироваться на узком или широком спектре потенциалов. При уменьшении верхнего предела шкалы все потенциалы больше максимального значения не будут отображаться на карте.

Участки миокарда внутри области фиброза или между ними (каналы проведения) могут формировать защищенный диастолический истмус, необходимый для поддержания аритмии. Как правило, это область медленного и анизотропного проведения, что отражается в виде сложных, фракционированных и низкоамплитудных биполярных электрограмм. Низкоамплитудные электрограммы могут быть зарегистрированы на различных участках рубца, которые не участвуют в поддержании реентри. Однако выявление каналов проведения внутри зоны с низкими вольтажными характеристиками может помочь определить критические участки петли реентри. Каналы проведения могут отображаться на вольтажной карте в виде коридора внутри рубца или между рубцом и кольцом клапана. Аккуратная поэтапная ручная корректировка нижней и верхней границ вольтажной шкалы (отрезного значения рубцовой ткани) позволяет добиться максимального контраста с окружающим миокардом. Смещение границы в пределах 0,5 мВ позволит выявить каналы проведения внутри рубца (см. рис. 22.28, е-рис. 22.14) [3, 26].

Стимуляция позволяет получить аналогичную вольтажному картированию информацию. Только в 2% случаев область с амплитудой сигнала более 0,5 мВ будет иметь порог более 10 мА, в то время как область низкоамплитудных сигналов имеет высокий порог стимуляции. При этом многие участки реентри имеют очень низкую амплитуду сигналов. Рубец характеризуется электрической невозбудимостью на фоне стимуляции с высокой силой тока [19].

Факторы, влияющие на разрешение вольтажной карты

На амплитуду биполярного сигнала могут оказывать влияние большое количество факторов, что может влиять на точность и разрешающую способность вольтажной карты. Размер электрода, межэлектродное расстояние, скорость проведения между парой электродов, вектор активации, угол между электродом и тканью, используемые фильтры и многое другое могут повлиять на качество вольтажной карты [28–30].

Размер электрода. Разрешение вольтажной карты в значительной мере зависит от размера электрода и межэлектродного расстояния. Разрешающая способность стандартных картирующих катетеров ограничена большой площадью электрода и большим межэлектродным расстоянием. Эти катетеры регистрируют сигналы относительно крупных объектов, которые чаще всего представлены высокоамплитудными биполярными электрограммами. При этом небольшие объекты с низкоамплитудной активностью могут быть не зарегистрированы с помощью крупных электродов. При картировании области рубца небольшие скопления фиброза, которые могут выступать аритмогенным субстратом, скрываются на фоне более высокоамплитудных far-field сигналов. Аналогично могут не определяться небольшие скопления клеток миокарда в рубце.

Электроды меньшего диаметра с коротким межэлектродным расстоянием могут регистрировать сигналы не-

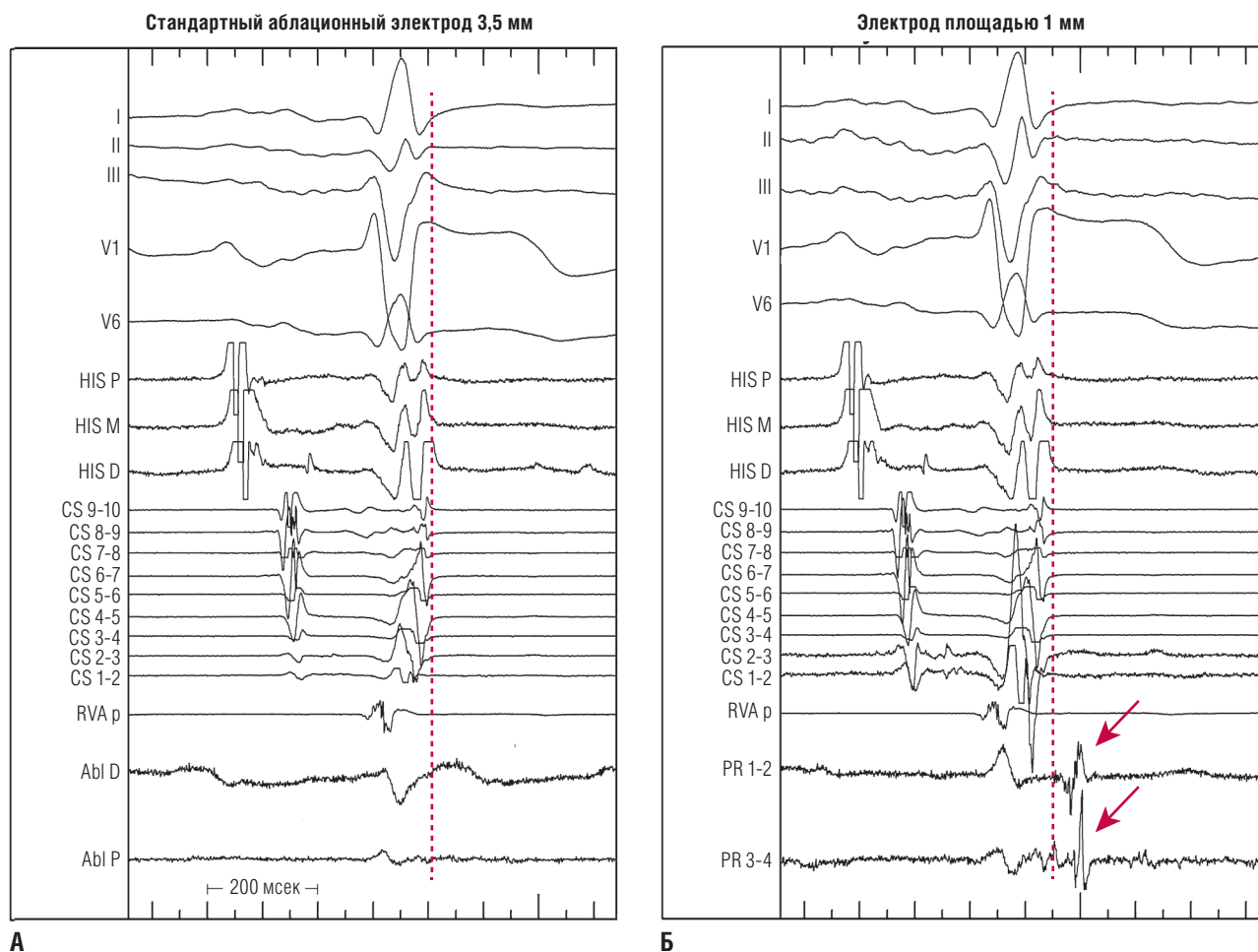


Рис. 6.15 Демонстрация различий между стандартным электродом и электродом меньшего размера при картировании поздних потенциалов у пациента с кардиомиопатией. На изображении представлены эндокардиальные электрограммы, зарегистрированные в нижелатеральных отделах свободной стенки левого желудочка почти одновременно в одной и той же области. **(А)** Электрограмма, полученная с помощью катетера со стандартным кончиком 3,5 мм. Регистрируются far-field сигналы. **(Б)** Изображение электрограммы, полученной с одного из маленьких электродов многополюсного катетера. Выявлены высокочастотные поздние потенциалы (красные стрелки), зарегистрированные после окончания комплекса QRS (прерывистая вертикальная полоса). Abl D — дистальный абляционный электрод; Abl P — проксимальный абляционный электрод; CS — катетер коронарного синуса; His D — дистальная пара электродов катетера, расположенного в области пучка Гиса; His M — средняя пара электродов катетера, расположенного в области пучка Гиса; His P — проксимальная пара электродов катетера, расположенного в области пучка Гиса; PVA p — проксимальная часть катетера, расположенного в верхушке правого желудочка.

больших скоплений клеток, меньше подвержены усреднению сигнала и эффекту компенсации. В результате эти катетеры позволяют регистрировать и собирать низкоамплитудные сигналы небольших участков миокарда, ограничивая при этом воздействие far-field сигналов и шума. Это может быть полезно при картировании низковольтажной зоны или при картировании рубца с гетерогенным распределением. В этом случае многополюсный электрод может выявить мышечные каналы проведения, в то время как при картировании обычным катетером рубец будет иметь гомогенную структуру (рис. 6.15) [9, 28, 31].

Важно отметить, что в настоящее время отрезное значение минимальной амплитуды, которая указывает на рубцовую ткань, однозначно не определено. В клинической практике имеются катетеры с различными размерами электродов и межэлектродным расстоянием, что требует индивидуального подхода к выбору катетеров под конкретную

ситуацию. Кроме этого, требуется разработка отрезных значений рубцовой ткани в зависимости от картирующего катетера.

Вектор активации. Вектор распространения активации относительно пары электродов и ориентация картирующего электрода к ткани играют важную роль в компенсации сигнала и амплитуде биполярной электрограммы [28].

Многочисленные исследования продемонстрировали значительные различия при биполярном и униполярном картировании рубца, основным из которых является вариативность фронта активации желудочков. Активация окружающих тканей может приводить к значительным изменениям активации миокарда, что приводит как к слиянию фронтов (увеличению результирующей амплитуды электрограммы), так и взаимной компенсации (снижению амплитуды результирующей электрограммы). Одним из объяснений этому может быть наличие локального замедле-

ния проведения или блока, что приводит к разобщению локальной и far-field электрограмм. Такие несоответствия чаще всего встречаются в областях смешанного рубца (с амплитудой электрограммы от 0,5 до 1,5 мВ), а также в перегородочной области.

Плотные гомогенные рубцы менее чувствительны к изменениям фронта активации по сравнению со смешанными рубцами, в связи с меньшим количеством жизнеспособного миокарда, который является источником far-field сигналов, регистрируемых катетером. Увеличить точность определения аритмогенного субстрата можно с помощью вольтажного картирования на фоне различных паттернов активации (например, на синусовом ритме и на фоне желудочковой стимуляции) [32].

Контакт с тканью. Вольтажное картирование сильно зависит от стабильности контакта с тканью. При плохом контакте возможна регистрация низкоамплитудных сигналов, которые ошибочно будут восприниматься как электрограммы рубцовой ткани. Для оценки контакта с тканью используется внутрисердечная эхокардиография или катетеры с возможностью оценки силы контакта [28].

Плотность картирования. Низкая плотность картирования приводит к чрезмерной интерполяции между собранными точками. Многополюсные электроды позволяют быстро выполнять высокоплотное картирование из-за одновременного сбора большого количества точек, что снижает степень интерполяции между точками и улучшает точность картирования [28].

Ограничения вольтажного картирования

Аннотация амплитуды электрограммы происходит по величине максимального отклонения. В области рубца far-field сигналы зачастую выше по амплитуде, чем локальные электрограммы. Поэтому автоматическая аннотация и включение far-field сигналов может привести к ошибкам вольтажной карты, особенно в области рубца (рис. 6.16). Регистрация патологических сигналов или аннотация сигналов окружающих тканей в ручном режиме способствуют улучшению точности карты. Однако это достаточно сложная задача при высокоплотном картировании.

Вольтажное картирование на фоне нормального синусового ритма основано на предположении, что аритмогенный субстрат ограничен смешанным рубцом и анатомическими барьерами. Однако в настоящее время известно, что линии функционального блока проведения (которые регистрируются только на фоне тахикардии и отсутствуют на фоне синусового ритма) играют важную роль в возникновении и поддержании аритмий. Такие барьеры не могут быть зарегистрированы на фоне синусового ритма. Поэтому каналы проведения, выявленные во время аритмии, могут не соответствовать предполагаемым каналам и барьерам, выявленным на синусовом ритме [33].

Если в ходе вольтажного картирования найдены каналы проведения внутри рубца, их взаимосвязь с петлей реентри необходимо подтвердить с помощью других методов картирования (например, entrainment картирования). Вольтажное картирование не позволяет отделить пассивные участки цепи от критически важных участков петли реентри [34].

Важно помнить, что вольтажное картирование эндо- и эпикардиальной поверхностей не всегда позволяет выявить трансмуральное поражение. В частности, достаточно слож-

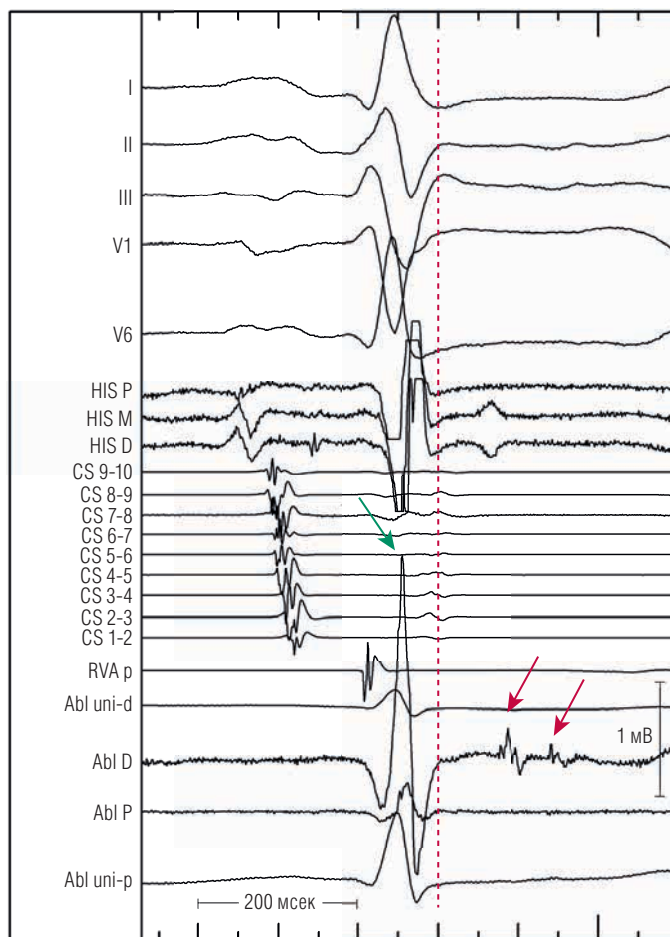


Рис. 6.16 Поздние потенциалы, скрытые far-field сигналами, у пациента с дилатационной кардиомиопатией. Эпикардиальное картирование. Картирование эпикарда аблационным катетером с помощью перикардиального доступа. Регистрируются высокие желудочковые потенциалы (зеленая стрелка) одновременно с комплексом QRS. Эта область на вольтажной карте имеет все признаки здорового миокарда. Однако после окончания комплекса QRS (пунктирная красная линия) регистрируется высокочастотная поздняя активность (красная стрелка). Abl D — дистальный аблационный электрод; Abl P — проксимальный аблационный электрод; Abl uni-d — дистальный униполярный аблационный электрод; Abl uni-p — проксимальный униполярный аблационный электрод; CS — катетер коронарного синуса; His D — дистальная пара электродов катетера, расположенного в области пучка Гиса; His M — средняя пара электродов катетера, расположенного в области пучка Гиса; His P — проксимальная пара электродов катетера, расположенного в области пучка Гиса; RVA P — проксимальная часть катетера, расположенного в верхушке правого желудочка.

ной задачей является выявление септального или интрамурального субстратов аритмии [19].

Картирование высокого разрешения

Доступные на сегодняшний день версии навигационных систем позволяют создавать электроанатомические карты высокого разрешения, созданные с помощью многополюсных катетеров. Эти катетеры позволяют осуществлять одновременный сбор большого количества точек с электродов, расположенных на близком расстоянии друг от друга. Быстрый сбор большого количества точек по-

зволяет создавать детальные активационные и вольтажные карты высокого разрешения с большой плотностью точек. Использование многополюсных катетеров значительно ускоряет процесс сбора данных и снижает время флюороскопии и общее время операции. Кроме этого, автоматизированные алгоритмы сбора и аннотации могут также упрощать картирование (с некоторыми недостатками, описанными ранее) [10, 20, 29].

В клинической практике используют несколько многополюсных катетеров различной конфигурации. В системе EnSite NavX для сбора данных можно использовать любой многополюсный электрод. Многополюсные катетеры Lasso, PentaRay и DecaNav (Biosense Webster), имеющие магнитный сенсор, могут использоваться вместе с системой CARTO. Циркулярный катетер Lasso имеет комплектацию 10 или 20 электродов, каждый из которых имеет площадь поверхности 1,0 мм². Регистрация биполярного сигнала происходит между электродами с межэлектродным расстоянием 3 мм, максимальный диаметр дистальной части катетера 25 мм. Многополюсный управляемый катетер PentaRay, дистальная часть которого по форме напоминает звезду, диаметр катетера 7 Fr, катетер способен сгибаться на 180° в одном направлении. Катетер оснащен 20 электродами, распределенными на пяти мягких радиальных спинов катетера (электрод 1 мм, межэлектродное пространство 4–4–4 или 2–6–2 мм) диаметр поверхности, которую покрывает катетер, составляет 3,5 см (см. рис. 6.1, рис. 4.2). Спины обозначаются буквами латинского алфавита (от А до Е), спины А и В имеют рентген-контрастную метку. По сравнению с

аблационными, многополюсные катетеры имеют меньшую площадь электродов (0,8 мм²) и уменьшенное межэлектродное расстояние, что позволяет регистрировать биполярные сигналы с области небольшого диаметра. В свою очередь, это позволяет уменьшить вклад результирующего эффекта (слияния и вычитания) на электрограмму [20, 31, 35].

В системе Rhythmia используется мини-баскет-катетер (Orion), который имеет 64 очень маленьких электрода (0,4 мм²) с межэлектродным расстоянием 2,5 мм (см. рис. 6.7). Этот катетер позволяет создавать активационные и вольтажные карты ультравысокого разрешения [29, 36].

Ripple-картирование

Ripple-картирование — новый метод визуализации, который отражает динамические данные о времени прохождения импульса и вольтажных характеристиках с помощью столбиков на поверхности сердца. Технология Ripple используется на базе навигационной системы CARTO. Каждый компонент электрограммы отражается на поверхности модели сердца в виде столбиков соответственно пространственным координатам. Каждый из столбиков имеет свою высоту и цветовое отображение в зависимости от амплитуды и времени активации относительно референтной электрограммы. Положительные и отрицательные отклонения электрограммы отражаются на карте одинаково: в виде столбика над поверхностью модели. Высота каждого из них коррелирует с амплитудой электрограммы в каждой отдельной точке, без связи со временем локальной активации (рис. 6.17) [37].

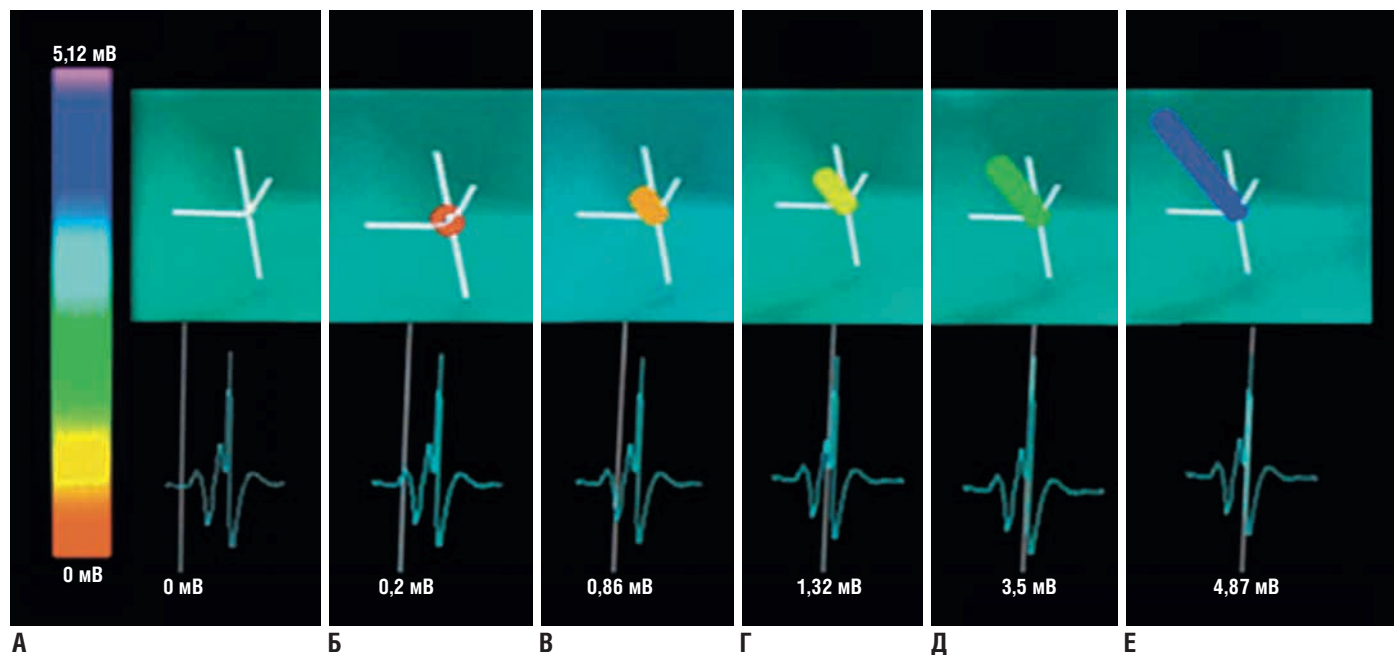


Рис. 6.17 Зависимость высоты столбика при ripple-картировании от амплитуды электрограммы. Верхняя панель (А–Е) демонстрирует корреляцию высоты столбика с амплитудой аннотируемой электрограммы (нижние окна) в определенный момент времени (белая вертикальная линия). Панель А демонстрирует, что изолиния (нижняя панель) не имеет отражения в виде столбика (верхняя панель). По мере движения временного курсора вдоль электрограммы столбик всегда поднимается вверх относительно поверхности модели, вне зависимости от направления отклонения биполярной электрограммы. На панели (В) отражено отклонение электрограммы ниже изолинии (–0,86 мВ), но при этом столбик поднимается наружу относительно модели. Цвет отражает амплитуду сигнала: красным отмечаются низкоамплитудные сигналы и фиолетовым — сигналы высокой амплитуды [Jamil-Copley S, Linton N, Koa-Wing M, et al. Application of ripple mapping with an electroanatomic mapping system for diagnosis of atrial tachycardias. J Cardiovasc Electrophysiol. 2013;24:1361–1369].