

Рубрика: клиническая электрофизиология

© А.С. КОВАЛЕВ, А.Г. ФИЛАТОВ, 2020

© АННАЛЫ АРИТМОЛОГИИ, 2020

УДК 616.12-008.318-07

DOI: 10.15275/annaritmol.2020.2.7

НЕФЛЮОРОСКОПИЧЕСКАЯ ИНТЕРВЕНЦИОННАЯ ДИАГНОСТИКА АРИТМИЙ

Тип статьи: обзорная статья

А.С. Ковалев, А.Г. Филатов

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева» (президент – академик РАН и РАМН Л.А. Бокерия) Минздрава России, Рублевское ш., 135, Москва, 121552, Российская Федерация

Ковалев Алексей Сергеевич, канд. мед. наук, науч. сотр., E-mail: askovalev86@gmail.com

Филатов Андрей Геннадьевич, доктор мед. наук, заведующий лабораторией

С развитием систем электроанатомических карт все чаще поднимается вопрос о полном отказе от рентгеноскопии и проведении процедур при помощи нефлюороскопической навигации. Действительно, полный отказ от систем рентгеноскопии способен значимо снизить дозы облучения для хирурга и пациента. За прошедшие 20 лет системы нефлюороскопической трехмерной навигации проделали большой путь от редко используемых, вспомогательных и крайне дорогих и неудобных приспособлений, скорее усложняющих работу электрофизиолога, до современных многофункциональных устройств, способных в одиночку (обычно такой оборот речи употребляют в отношении одушевленных существ) решать вопрос лечения пациентов и заменять собой рентгеноскопические и электрофизиологические станции. Стоимость их рутинного использования хоть и остается выше, чем при стандартных методиках, тем не менее год от года становится все более доступной для большинства кардиологических и кардиохирургических стационаров. Накопление опыта их использования в современном мире привело к тому, что сложные, комплексные, повторные аритмии все лучше поддаются лечению. Процент таких случаев неуклонно растет, и применение систем трехмерного картирования сердца дает возможность помочь пациентам и проводить стандартные абляции, выполнение которых уже в известной степени освоено в интервенционной аритмологии, под минимальным флюороскопическим контролем за более короткий промежуток времени и даже с более положительными результатами. Целью данной статьи является ознакомление с современными системами трехмерной нефлюороскопической навигации и основными принципами их работы.

Ключевые слова: нефлюороскопическая навигация; картирование сердца; аритмии.

NONFLUOROSCOPIC INTERVENTIONAL DIAGNOSTIC OF ARRHYTHMIAS

A.S. Kovalev, A.G. Filatov

Bakoulev National Medical Research Center for Cardiovascular Surgery, Moscow, 121552, Russian Federation

Aleksey S. Kovalev, Cand. Med. Sc., Researcher, E-mail: askovalev86@gmail.com

Adrey G. Filatov, Dr. Med. Sc., Head of Laboratory

The question of a complete rejection of fluoroscopy and procedures using non-fluoroscopic navigation is increasingly being raised due to the development of electroanatomical mapping systems. Indeed, a complete rejection of fluoroscopy systems can significantly reduce radiation doses for the surgeon and patient. Over the past 20 years, non-fluoroscopic three-dimensional navigation systems have come a long way from rarely used, auxiliary and extremely expensive and inconvenient devices, rather complicating the work of the electrophysiologist to modern multifunctional devices that can solve the patient treatment issue alone and replace fluoroscopic and electrophysiological stations. The cost of their routine use, although it remains higher than with

standard methods, nevertheless, from the year it becomes more accessible to most cardiological and cardio-surgical hospitals. The accumulation of experience in their use in the modern world has led to the fact that complex, complex, repeated arrhythmias are increasingly treatable and their percentage is growing steadily, which makes it possible to treat standard ablations, the implementation of which is already mastered to a certain extent in interventional arrhythmology, under minimal fluoroscopic control in a shorter period of time with no less, and even more positive results. The purpose of this article is to familiarize with modern systems of three-dimensional non-fluoroscopic navigation and the basic principles of their work.

Keywords: non-fluoroscopic navigation; cardiac mapping; arrhythmias.

Определение, история, принцип метода

Трехмерное нефлюороскопическое картирование аритмий подразумевает интегрированное использование пространственных и временных данных, полученных при контакте электрода с эндо- или эпикардальной поверхностью сердца. В результате формируется трехмерное изображение формы требуемых камер сердца, окрашенное в соответствии с необходимыми параметрами. В основном они представлены активационными или вольтажными картами сердца как во время пароксизма аритмии, так и при синусовом ритме. Дополнительно электроанатомические карты (ЭАК) могут отображать зоны интереса при выполнении аблации: зоны индукции и терминации аритмий при манипуляциях катетером, анатомические зоны проводящей системы сердца, зоны патологической деполяризации, ранее выполненные радиочастотные (РЧ) аппликации и т. д., показывать расположение картирующих электродов в режиме реального времени, позволяя уменьшить время флюороскопии [1–3]. Таким образом, использование систем 3D-картирования позволяет собирать точные данные и адекватно их интерпретировать, что крайне необходимо при картировании сложных нарушений ритма сердца. При этом явными негативными чертами систем могут являться их стоимость, длительность обучения и долгое время подготовки к использованию.

Первые попытки использовать системы визуализации для картирования аритмий были предприняты еще в конце 80-х годов XX в. На тот момент рассматривались варианты совмещения или полной интеграции изображения с компьютерной томографии (КТ), магнитно-резонансной томографии (МРТ) или дуплексного ультразвукового сканирования [4]. В первую очередь рассматривалась возможность позиционирования эндоскопических инструментов. Ранее исследование показало, что методика позволяет в режиме реального времени осуществить безопасную доставку инструментов

до целевого органа с крайне высокой точностью позиционирования на тот момент: $3,5 \pm 0,5$ мм [5]. Непосредственно прообраз современной методики нефлюороскопического картирования при РЧА аритмий сердца был впервые описан в 1996 г. в виде кратких сообщений, основные данные и выводы которых были собраны в работе L. Gepstein et al. в 1997 г. [6]. В системе применялось магнитное поле и специальный электрод с магнитным же кончиком, при помощи которых было возможно как локализовать дистальную его часть в пространстве, так и собирать и передавать электрические импульсы с эндокарда. Таким образом получали цветовую ЭАК полостей сердца. Исследования *in vitro* и *in vivo* показали высокую воспроизводимость и точность метода [7]. С этого исследования и ведется отсчет времени использования современных систем нефлюороскопической трехмерной навигации.

Все современные системы ЭАК обладают алгоритмами, позволяющими совмещать данные ранее выполненных визуализирующих исследований (эхокардиография (ЭхоКГ), мультиспиральная компьютерная томография (МСКТ), МРТ) с построенными картами. Это зачастую необходимо из-за невысокой детализации последних и позволяет использовать данные визуализации в качестве анатомического ориентира, периоперационного пособия. Порог ошибки при интеграции изображений составляет 2–6 мм в зависимости от разрешающих способностей неинвазивных систем и точности нефлюороскопической навигации [8, 9]. Трехмерное изображение систем неинвазивной визуализации при помощи специальных маркеров совмещается с ЭАК, как правило, через образования, характеризующиеся наименьшей податливостью и наибольшей стабильностью (так, при алгоритме fusion два варианта исполнения левого предсердия «склеивают» через остиальные части легочных вен). Одной из немногих трудностей совмещения данных могут стать возникшие во время картирования изменения в искомой камере сердца на фоне пароксизма аритмии. Эта

проблема наиболее успешно решается выполнением неинвазивного пособия непосредственно перед операцией, желательно день в день. Другим вариантом улучшенной визуализации во время ЭАК является периоперационная трехмерная ротационная ангиокардиография с углом вращения 180–270°. Эти данные также интегрируются в систему нефлюороскопической навигации и совмещаются с построенными картами [9].

Показания и противопоказания

Поскольку ЭАК является прямым продолжением классического картирования, основными показаниями к его использованию являются недостаточная точность последнего, повторные вмешательства с необходимостью трехмерной и цветовой визуализации как рубцового поражения, так и переходных зон, уменьшение времени рентгеноскопии. Таким образом, любые манифестирующие тахикардии являются показаниями к использованию электроанатомического картирования.

Противопоказаниями являются общая тяжесть состояния пациента, острый инфаркт миокарда или ишемическая болезнь сердца с субтотальным поражением проксимального русла коронарных артерий, наличие механического клапана сердца, острая сердечная недостаточность или хроническая сердечная недостаточность в стадии декомпенсации, стенозы или выраженная извитость периферического со-

судистого русла, имплантированный ранее катетер-фильтр, предыдущие шунтирующие хирургические вмешательства на сосудистом русле.

Техника исследования

В настоящее время можно разделить картирование на контактное и бесконтактное, последнее рассматривается в отдельной главе. Основными вариантами контактного картирования с использованием навигационных систем являются активационное картирование (АК) и вольтажное картирование. Некоторые системы (Ensite NavX и CARTO 3) выделяют картирование фрагментированной активности (КФА).

Активационное картирование

Активационным картированием является сбор эндоэлектрограмм (ЭЭГ) с поверхности ранее выстроенной или одновременно выстраиваемой полости сердца, а также определение времени их электрической активации относительно выбранного ранее референта и их каталогизация (рис. 1). Для предсердных тахиаритмий временным референтом, как правило, служат проксимальный полюс электрода в коронарном синусе как наиболее стабильный во время процедуры. При картировании желудочковых тахиаритмий (ЖТ) в качестве референта назначают одно из отведений поверхностной ЭКГ или ЭЭГ из верхушки правого желудочка (ПЖ). ЭЭГ переводятся в цветовую активационную карту для удобства восприятия. После сбора адекватного

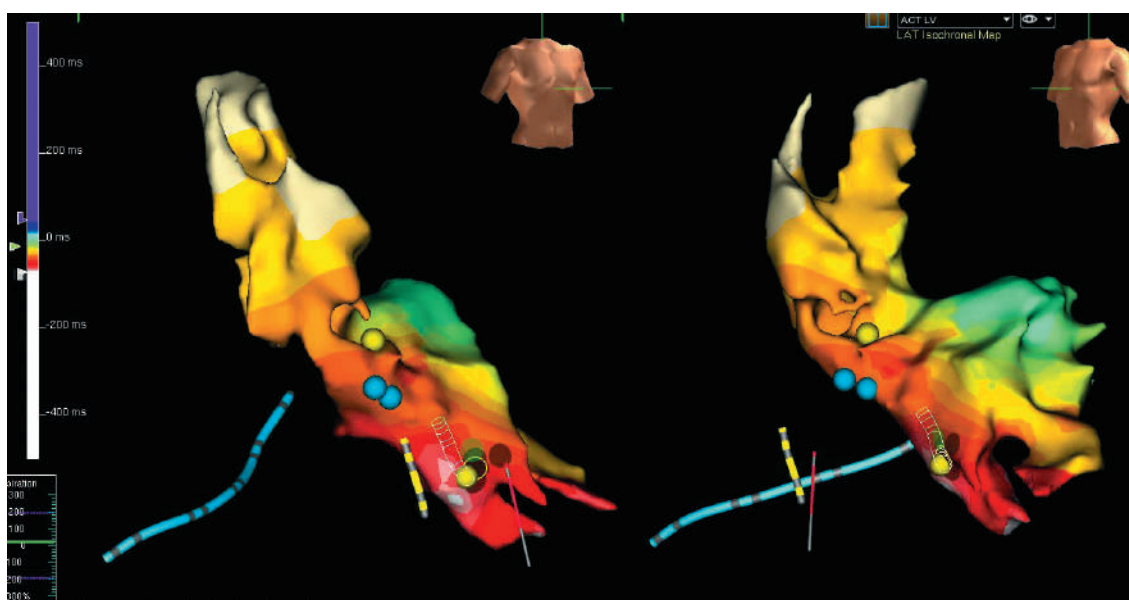


Рис. 1. Электроанатомическая активационная карта септальной части левого желудочка у пациента с фокусной ЖТ (красный цвет – зона ранней активации на пароксизме тахикардии, желтая точка – пенетрирующая часть пучка Гиса, синие точки – дистальная часть задней ветви левой ножки пучка Гиса). Собственность J.L. Mergino

числа ЭЭГ (рекомендовано не менее 80–100 точек) цветовая карта приобретает традиционный вид, в котором красными отмечается зона ранней активации, желтым и зеленым – средней активации, синим и фиолетовым – поздней активации. Современные системы обладают возможностью градиентной заливки для более мягкой визуализации или, при необходимости, расчетной заливки зон, не охваченных в процессе сбора точек. Последнее не рекомендовано использовать в случае, если зона интереса точно не определена. Электрическая карта совмещается с анатомической в зависимости от порога интерполяции, то есть заранее выбранного значения расстояния между точками. Чем меньше указан данный порог, тем точнее будет ЭАК, но и больше потребуются собранных ЭЭГ.

Следующим этапом АК является выбор временного окна картирования. Это окно состоит из двух частей – предшествующее референтной ЭЭГ и следующее за ней. Данное окно подбирается индивидуально, однако существуют некоторые особенности, позволяющие точнее определить его параметры [10]. В первую очередь оно должно составлять около 90% от длительности цикла (ДЦ) тахикардии. Во вторую, в зависимости от механизма аритмии, первая и вторая части окна меняются: при макрориентри аритмиях начало окна находится в среднем времени диастолы, ориентируясь по поверхностной ЭКГ; при эктопических аритмиях первая часть окна составляет около 80 мс до начала референтной предсердной или желудочковой ЭЭГ или поверхностной ЭКГ; в случаях, когда определить механизм не представляется возможным, настройки должны соответствовать таковым при ориентри аритмиях.

При активационном картировании фокусные аритмии характеризуются радиальным распространением импульса, причем общее время активации меньше, чем длительность цикла тахикардии. Напротив, для ориентри аритмий характерно прогрессивное увеличение времени активации, по данным цветовой карты с четким контрастированием в зонах перехода «головы» фронта активации в «хвост» предыдущего фронта. Если данная аритмия характеризуется выраженной зоной замедленного проведения (например, в области постинфарктного рубца или в зоне ранее выполненной РЧА), то на цветовой карте можно различить множественные изохронные переходы на достаточно коротком расстоянии. Следует также сказать, что большинство систем,

несмотря на идентичность механизма картирования вышеобозначенных аритмий, имеют настроенные алгоритмы для каждого типа тахикардии, что упрощает работу в стандартных случаях. В дополнение ко всему системы ЭАК дают возможность анимационного отображения фронта распространения импульса, так называемые propagation maps. Алгоритм позволяет не только визуализировать распространение импульса относительно структур сердца, но и определить размер зоны замедленного проведения, что критически важно для РЧА ориентри аритмий. Данная опция реализуется за счет возможности настройки временного окна движения.

Вольтажное картирование

Вольтажное картирование также является результатом сбора ЭЭГ с эндокардиальной и/или эпикардиальной поверхности сердца и может производиться как одновременно с активационным, так и изолированно, в зависимости от требований оператора. Референтом при данном картировании может служить абсолютно любой электрод в полости сердца. Главным условием, как и при АК, будет являться стабильность его позиционирования. Это связано со строгой привязкой к нему карты, поэтому при дислокации референта система запросит автоматический перерасчет полученной трехмерной модели, что может привести к ошибке в диагностике. Основным критерием электроанатомической вольтажной карты служит амплитуда эндограмм на каждой конкретной точке миокарда, с поверхности которой и был произведен захват. Как и при АК, цветовая карта изменяется от красного (низкоамплитудные зоны) до фиолетового (высокоамплитудные зоны). При этом анализ зон двойных, поздних или среднедиастолических потенциалов или КФА также присутствует. Как правило, зона рубца в данном случае обозначается серым цветом. Для ее определения при картировании предсердий используют нижний предел 0,05–0,1 мВ, при картировании желудочков – 0,5 мВ, достоверность зоны рубца также можно проверить отсутствием захвата возбуждения при стимуляции данной зоны с силой тока 10 мА и выше [11–14]. Точное определение рубца также имеет решающее значение при картировании ориентри аритмий, в особенности постинфарктных ЖТ. В сочетании с активационной и стимуляционной картами (энтрейнмент-картой) вольтажная карта позволяет с высокой точностью верифицировать целевые зоны при ге-

модинамически нестабильных или неустойчивых ЖТ (рис. 2) [15].

Картирование фрагментированной активности

Картирование фрагментированной активности представляет собой верификацию зон, характеризующихся низко- и среднеамплитудными осцилляциями большой длительности (более 70 мс) без дискретной изолинии. Алгоритм картирования зон фрагментированной предсердной активности в совершенстве реализован на всех системах нефлюороскопической навигации и применяется у пациентов с непароксизмальными формами ФП (рис. 3) [16]. Он подразумевает сбор и определение ЭЭГ, для которых свойственна аномально высокая длительность, характеризующая зоны микроориентри, связанные с частичным фиброзным поражением миокарда

(рис. 4) в течение максимально возможного окна записи (от 5 до 30 с) [17]. Несмотря на то что данное картирование является сугубо индивидуальным как для пациента, так и для оператора, в системах реализованы автоматические алгоритмы, позволяющие выделять зоны с критически малой ДЦ (менее 120 мс). Тем не менее данное картирование ограничено как прочими автоматическими настройками системы (вольтажный и временной пороги), так и наличием сигналов от других камер сердца, что не позволяет внедрить его в рутинную практику [18–20].

Осложнения

Большинство авторов указывают на низкий уровень осложнений (в среднем – 1,1%, максимально – до 3%), в большинстве своем связанных с пункцией магистральных сосудов (пульсирующая гематома, артериовенозное соустье,

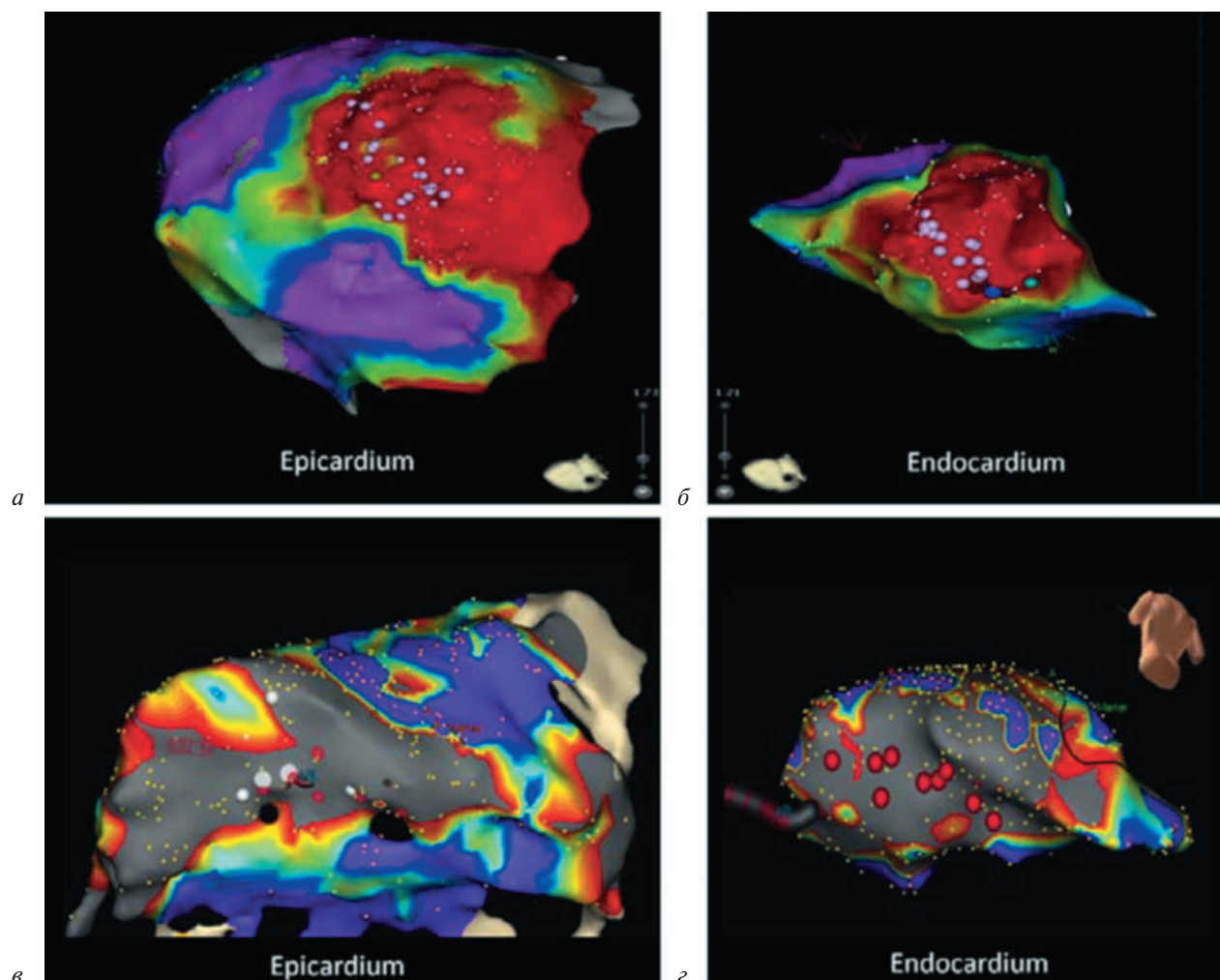


Рис. 2. Вольтажные карты эпикардиальной (а, в) и эндокардиальной (б, г) поверхности левого желудочка у пациента с постинфарктной ЖТ (красным цветом показана зона низкоамплитудной активности миокарда; серый – зона рубца с отсутствием электрической активности; фиолетовый – зона нормального миокарда; градиентный цвет (от синего к оранжевому) – переходная зона)

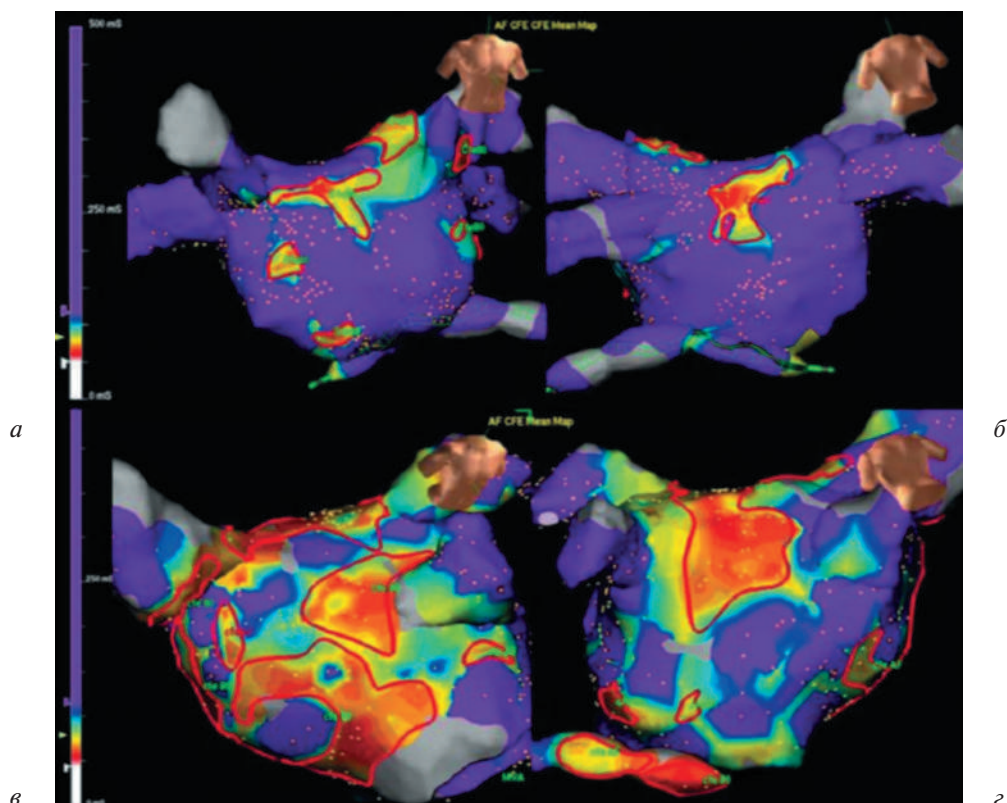


Рис. 3. Электроанатомическая карта ЛП с визуализацией зон CFAE, соответствующей 4 классам фиброзного поражения миокарда ЛП (фиолетовый – участки миокарда без фрагментированной активности; градиентный цвет – участки миокарда с фрагментированной активностью предсердий):

a – Utah I; *б* – Utah II; *в* – Utah III; *г* – Utah IV

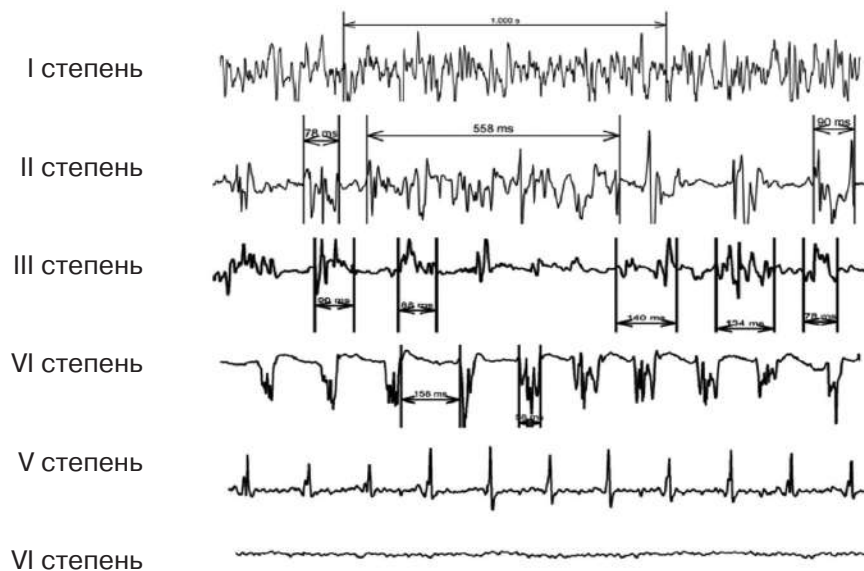


Рис. 4. Степени фрагментированной предсердной активности у пациентов с фибрилляцией предсердий: I – непрерывная фрагментированная активность: фрагментация занимает не менее 70% от временного окна записи, при этом как минимум один эпизод имеет длительность более 1 с; II – прерывистая фрагментированная активность: фрагментация занимает не менее 70% от временного окна записи; III – интермиттирующая фрагментированная активность: фрагментация занимает 30–70% от временного окна записи; IV – фрагментированные ЭЭГ: дискретные (менее 70 мс) и комплексные (5 и более разнонаправленных осцилляций) ЭЭГ, занимающие до 30% от временного окна записи; V – нормальные ЭЭГ: дискретные (менее 70 мс) и комплексные (4 и менее разнонаправленных осцилляций) ЭЭГ; VI – рубец: отсутствие видимых осцилляций на эндограмме

пневмо- или гемоторакс или их сочетание). Непосредственно картирование в полостях сердца и транссептальная пункция редко приводят к перфорации стенок (0,8–2,8%).

Ограничения метода

Как и классические электрофизиологические системы, ЭАК имеют ряд подводных камней и аспектов, требующих более тщательного изучения. Игнорирование данных проблем может привести к возникновению ошибок, критических для интерпретации результатов [19–25].

Отсутствие адекватного контакта электрода и миокарда из-за недостаточной чувствительности может привести к ошибкам в интерпретации геометрии полостей и ЭЭГ. С другой стороны, избыточное давление на стенки, помимо их перфорации, может привести к искусственному растяжению ткани и переоценке объемов камер сердца, а также возникновению катетер-индуцированных аритмий.

Сбор точек при ЭАК не регламентирован, однако их недостаток не дает возможности в полной мере оценить как геометрию камер, так и электрофизиологические данные. В данном случае все зависит от механизма аритмии и анатомических особенностей организма. ЭАК при фокусных тахикардиях, как правило, не требует большого числа ЭЭГ, однако при риентри аритмиях, в особенности у повторных пациентов, малое их количество может привести к неадекватному определению зоны критического замедления и отсутствию эффекта при РЧА. Использование автоматических интерполяции и колорификации геометрии камер, как было сказано выше, может привести также к ошибочной топической диагностике. Особенно это может сказаться при последовательном построении анатомической и электрофизиологической карт у пациентов со сложной геометрией камер и/или необычным расположением структур (кольца клапанов сердца, устья ушек предсердий, места впадения магистральных сосудов, папиллярные мышцы). Данные зоны требуют повышенного внимания и дополнительного картирования. Во избежание ошибок следует выполнять раздельное картирование и более тщательно подходить к этапу интеграции ранее полученных трехмерных изображений к ЭАК.

Недостаточная и неадекватная фиксация ЭЭГ может привести к излишне широкой интерполяции между точками. Данная неточность характерна при картировании зон замедленного

проведения или блокад проведения. В данном случае требуется высокоплотностное картирование потенциалов с временным разделением менее 50 мс на расстоянии менее 2 см друг от друга, что позволит визуализировать расхождение фронтов активации в зоне интереса [24, 25].

Использование временного референта добавляет определенные нюансы. В качестве временного референта могут использоваться ярко выраженные ЭЭГ с четкими изолированными нефрагментированными осцилляциями, что важно при автоматическом анализе тахикардии. По этой причине выбор ЭЭГ с многокомпонентной записью, в особенности с записью прилежащих камер сердца, может вызвать ошибку в картировании. Использование алгоритмов, влияющих на качество картирования и записи ЭЭГ (начало комплекса, минимальная или максимальная осцилляция, dV/dT) должно быть последовательным и не использоваться одновременно. Лучше всего подходит выбор ярко выраженной осцилляции на биполярной ЭЭГ, совпадающей по времени с началом отрицательной волны на униполярной ЭЭГ. Если система ЭАК не обладает функцией автоматической компенсации дыхательных движений, наиболее приемлемым станет ручной набор точек в фазе конца выдоха, когда электрод имеет наименьшее движение и находится максимально близко к идеальной позиции в полости сердца [25]. Такие же неточности могут встречаться при неадекватной оценке зоны с двойными электрическими потенциалами или фрагментированной активностью, что нередко приводит к ситуации мимикрирования риентри аритмий под фокусные. Если, как было сказано ранее, механизм аритмии в начале процедуры ЭАК не ясен, не следует использовать автоматическую временную оценку подобных зон, а выполнить это вручную в процессе постобработки полученной карты. Таким образом, использование временного окна, а также протокола стимуляции зоны интереса с подтвержденным захватом (крайне желательно использовать в данном случае низкоамплитудную стимуляцию, чтобы избежать широкой зоны захвата миокарда) помогает определить принадлежность осцилляции на двойной ЭЭГ к сопряженной камере сердца. В случае зон КФА методом выбора станет адекватная настройка параметров определения рубца миокарда, о которой было сказано выше.

Неадекватно увеличенное картирующее окно, охватывающее более одного цикла тахикардии,

может привести к двусмысленным результатам. Подобная ситуация наиболее вероятна при картировании фокусных аритмий с медленным проведением от камеры к камере сердца и разницей в длительности цикла более 15% [26]. Методом выбора в таком случае станет исключение полифокусного механизма и выбор наименьшего цикла тахикардии в качестве ориентира. В случае же истинного полиморфизма требуется построение нескольких ЭАК, что достаточно легко сделать на уже существующей форме полостей.

При картировании аритмий из сопряженных камер сердца возникает еще одна трудность, которая состоит в неправильной оценке как механизма, так и критической для абляции зоны, находящейся вне картируемой камеры. Например, широкая зона активации межпредсердного проведения в септальной части справа (пучок Бахмана, овальная ямка, коронарный синус) должна наводить на мысль о возможном левопредсердном характере тахикардии. То же самое явление можно наблюдать при картировании синусов Вальсальвы или выводного отдела левого желудочка, аритмии из которого из-за особенностей их анатомического расположения (корень аорты находится кзади и медиально от легочного ствола) часто маскируются под аритмии их выводного отдела ПЖ. Еще одним примером являются эпикардиально расположенные очаги, критическую зону которых невозможно определить при эндокардиальном картировании.

Системы электроанатомического картирования

Основными системами электроанатомического картирования в данный момент являются CARTO mapping system (Biosense Webster Inc., США), Ensite NavX system (St. Jude Medical Inc., США) и Rhythmia mapping system (Boston Scientific, США).

Система CARTO

В системе CARTO для локализации картирующего электрода в полости сердца применяется магнитное поле ультранизкой индукции (5×10^{-6} до 5×10^{-5} Тл). Магнитное поле детерминруется тремя магнитными катушками, расположенными на рамке под пациентом, и позиционными сенсорами на дистальном кончике катетера (рис. 5). Расстояние между этим сенсором и катушками пропорционально инвертировано в зависимости от силы магнитного поля. Вместе

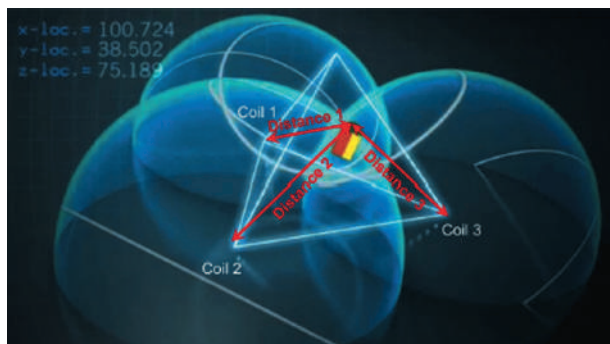


Рис. 5. Схематичное изображение принципа работы магнитной навигации системы CARTO 3 (свойственность компании Biosense Webster Inc., США). Система оснащается рамкой с тремя магнитными катушками (coil 1, coil 2, coil 3), которая крепится к операционному столу. Центр рамки при этом должен находиться непосредственно под сердцем пациента. При активации магнитных полей место их пересечения захватывает весь объем искомой камеры сердца, после чего происходит определение местоположения внутри них электрода со встроенной магнитной головкой и электронным чипом. За счет этого достигается максимальная точность позиционирования катетера внутри сердца

с позиционным референтом, которым служит поверхностный электрод на спине пациента, кончик электрода позиционируется в пространстве. В дополнение дистальный конец электрода имеет три позиционных сенсора, которые позволяют точно определять его положение в пространстве во время движения, вращения или фиксации на поверхности. При движении картирующего электрода по поверхности сердца происходит запись локальных ЭЭГ и пространственных параметров, при этом создается трехмерное изображение с цветовым обозначением электрических потенциалов (как уни-, так и биполярных) на воссозданной форме. Информация о любых движениях пациента, выходящих за пределы референтных значений, передается оператору системы для своевременной коррекции как положения пациента, так и уже построенных ЭАК. Компенсация дыхательных движений задается как автоматически, так и вручную, в зависимости от требований оператора и состояния пациента.

Основным преимуществом системы является ее сверхвысокая точность при картировании. Доказанная ошибка позиционирования составляет менее 1 мм, по данным независимых исследований [27]. Система CARTO имеет наименьшую ошибку при интеграции изображений по сравнению с остальными системами. Ее недостатком можно назвать обязательные к исполь-

зованию электроды с магнитным кончиком, без которых построение ЭАК невозможно. В ранних генерациях система также не визуализировала прочие диагностические и референтные электроды, однако современная версия CARTO-3 позволяет это. Такая возможность появилась из-за алгоритма, позволяющего считать электрические потенциалы с каждого из электродов в магнитном поле. Однако картирование такими электродами до сих пор невозможно.

Также система CARTO использует уникальный в своем роде алгоритм CARTOSound, позволяющий в режиме реального времени при помощи внутрисердечной ЭхоКГ воссоздать исконную камеру, соединить изображение с ЭАК и интегрировать полученную модель в рентгеновскую картину. Данное изображение позволяет визуализировать катетеры в полостях сердца, выполняя картирование и абляцию одновременно с использованием флюороскопии и трехмерной карты. Вывод цветового изображения от карт электрических потенциалов также возможен на общий экран.

Система Ensite NavX

Система Ensite NavX во многом схожа с системой CARTO, однако для позиционирования электродов в ней также используется импеданс-ориентированный алгоритм. Этот алгоритм основан на наличии трех пар поверхностных электродов, расположенных по ортогональным осям. Через каждую пару проходит ток с частотой 5,7 кГц в определенной последовательности, потенциалы от катетеров внутри камер сердца позиционируются на ЭАК в зависимости от расстояния каждого из них до поверхностных электродов. Движение электродов жестко привязано к позиционному референту, находящемуся, как правило, в коронарном синусе. Данный подход является основным преимуществом системы, так как позволяет использовать во время операции любые электроды, которые не только будут видны на ЭАК, но и самостоятельно могут использоваться для их построения. Это может быть полезно при картировании аритмий с короткой длительностью, так как позволяет расположить в различных камерах сердца требуемое количество электродов и одновременно записать данные со всех. Также система меньше зависит от движений пациента, так как референтный электрод находится внутри сердца, а не на поверхности тела. Недостатки системы являются следствием ее достоинств: отсутствие сенсо-

ров на дистальных кончиках стандартных абляционных электродов затрудняет ориентацию их в пространстве, а импеданс-ориентированная система зависима от гетерогенности поверхности тела, что уменьшает точность позиционирования. Последнее немного нивелируется алгоритмом «field scaling», позволяющим избежать влияния окружающих тканей при вычислении межэлектродного расстояния.

Система Rhythmia

Наиболее современной из вышедших на рынок систем является Rhythmia (Boston Scientific, США). Система сочетает в себе магнитную навигацию для обеспечения работы картирующего электрода IntellaMap Orion и абляционных электродов Intella Nav OI и Intella Nav MIFI OI, разработанных непосредственно для нее, и систему поверхностных электродов для регистрации ЭКГ в качестве импеданс-ориентированной системы, позволяющей использовать прочие варианты диагностических и абляционных электродов. Однако использование последних ограничено, так как система запрограммирована на их распознавание только в геометрии уже построенной ЭАК, что делает применение магнитной навигации фактически безальтернативной (рис. 6) [28]. В действительности же интеграция картирующего электрода IntellaMap Orion с алгоритмами картирования позволяет не только добиться высокой точности позиционирования (не более 1,2 мм), но и выполнять высокоплотностное картирование. Так, в среднем за построение левого предсердия у пациентов с ФП можно получить до 12 000 ЭЭГ за достаточно короткий для такого количества промежутков времени (~18–20 мин). Катетер обладает 64 униполярными электродами, расположенными на 8 параллельных хордах, его диаметр изменяется от 3 до 22 мм, что позволяет картировать как полости в целом, так и отдельные анатомические образования.

Перспективы развития методики

С развитием систем ЭАК все чаще поднимается вопрос о полном отказе от рентгеноскопии и проведении процедур при помощи нефлюороскопической навигации. Действительно, полный отказ от систем рентгеноскопии способен значительно снизить дозы облучения для хирурга и пациента. И, несмотря на появление первых сообщений об эффективности и безопасности такого подхода [29–31], все еще остается нерешенным ряд проблем, в том числе психологического

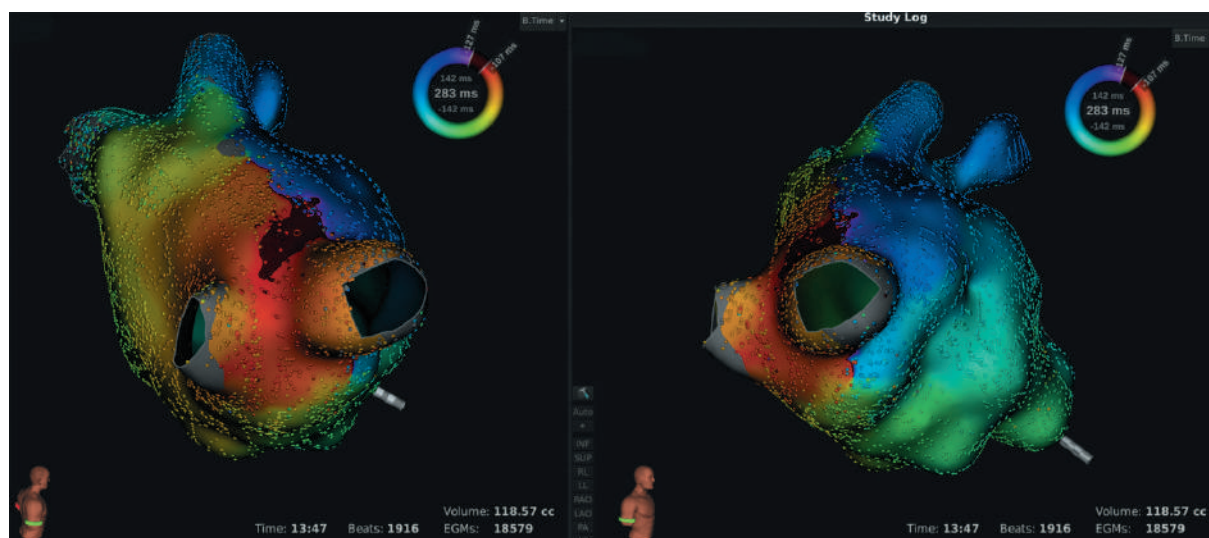


Рис. 6. Электроанатомическая карта левого предсердия пациента с атипичным левопредсердным трепетанием после операции изоляции легочных вен по поводу пароксизмальной формы ФП, выполненная на системе Rhythmia. На ЭАК визуализируется ранее выполненная блокада проведения через крышу левого предсердия с прорывом возбуждения в зоне впадения правой верхней легочной вены (обозначен контрастным сочетанием красного и сине-фиолетового цвета)

характера, препятствующих его полному принятию в клинической практике. Во-первых, использование только лишь систем ЭАК обязывает к увеличению финансовых затрат. Сами по себе катетеры и электроды, разработанные для подобных систем, по большей части имеют ограничение по времени работы и являются полностью одноразовыми, что сужает спектр процедур. Такой подход требует и дополнительной визуализации камер сердца на предмет контроля установки катетеров в полости сердца до начала использования навигации. Большинство систем в настоящее время имеет рабочий алгоритм, позволяющий верифицировать нахождение дистального конца электрода вне интродьюсера, но сейчас это задается вручную и работает только при избыточном погружении электрода внутрь. Механизм обратной верификации до конца не создан. Также встает вопрос о преимуществах использования внутрисердечной или чреспищеводной ЭхоКГ, что несет достаточно высокие финансовые затраты. Второе – необходимость изменения психологического стереотипа «педали под ногой хирурга». Данный барьер очень силен во всем мире, вне зависимости от степени вовлеченности регионального здравоохранения в поддержку высокотехнологичной медицины. Отказ от флюороскопии или переход на минимальную поддержку будет тяжел в особенности для уже практикующих врачей, система обучения которых в первую очередь всегда

была направлена на контроль движения электродов внутри полости и развитие скорее «двухмерного, плоскостного» мышления при работе с пациентом. Даже работа с двумя взаимодополняющими устройствами требует быстрого ментального переключения на трехмерную модель, что вызывает дискомфорт в работе и может сказаться на времени операции и ее результатах. Ввиду того, что впервые системы ЭАК начали рутинно использоваться чуть более 20 лет назад, а на уровень замещения вышли лишь в последние 2–3 года, тотальный переход на их применение займет не менее 10–15 лет в развитых странах, способных выстроить грамотную систему переподготовки врачей и медицинских техников, а также полной подготовки электрофизиологов новой формации. Еще одним аспектом, серьезно затрудняющим этот переход, стал вопрос безопасности пациента. В ситуациях, когда лишь один взгляд на сокращающееся сердце и полость грудной клетки в целом может дать ответ о появлении осложнения (электромеханическая диссоциация, гемоперикард или тампонада, пневмо- или гемоторакс и прочее), системы ЭАК не дадут однозначного ответа, поскольку выстроенная модель, хоть и является почти полной копией полости сердца, тем не менее не изменяется в четвертом, временном, измерении. Системы включают в себя и запись ЭКГ и ЭЭГ, фиксацию вентиляционной функции, но оценить в режиме реального времени

это не всегда представляется возможным. Те же выводы можно сделать и относительно самой техники сосудистого доступа: системы доплерографии позволяют контролировать пункцию, однако проведение электродов через магистральные сосуды, их целостность и ориентацию в пространстве также достаточно сложно отследить. Это может привести как к механической поломке катетеров, так и к экстравазации с образованием забрюшинной гематомы. Конечно, данные осложнения встречаются достаточно редко в общем пуле пациентов для того, чтобы рассматривать их как причины отказа от полного замещения системами ЭАК рентгеноскопии, однако и они требуют контроля. Наконец, в настоящее время эти обе системы работают в коллаборации, не заменяя, а дополняя друг друга, в том числе при выходе одной из них из строя. Использование же только трехмерной навигации в случае ее отказа не даст возможности окончания операции и может поставить под угрозу здоровье и жизнь пациента. Некоторые клиники в развитых странах имеют несколько навигационных систем в одной электрофизиологической лаборатории, однако это возвращает нас к обсуждению вопросов финансирования, так как каждая система, несмотря на идентичность своих функций, уникальна и требует различного расходного материала, что еще сильнее увеличивает расходы на ее использование.

За прошедшие 20 лет системы нефлюороскопической трехмерной навигации проделали большой путь от редко используемых, вспомогательных, а также крайне дорогих и неудобных приспособлений, скорее усложнявших работу электрофизиолога, до современных многофункциональных устройств, с помощью которых можно и лечить пациентов, и проводить рентгеноскопические и электрофизиологические исследования. Стоимость их рутинного использования хоть и остается выше, чем применение стандартных методик, тем не менее из года в год становится все более доступной для большинства кардиологических и кардиохирургических стационаров. Накопление опыта их использования в современном мире привело к тому, что сложные, комплексные, повторные аритмии все лучше поддаются лечению. Данный факт дает возможность до этого обреченным на пожизненный прием антиаритмических препаратов пациентам проводить стандартные абляции, выполнение которых уже в известной степени освоено в интервенционной аритмологии, под ми-

нимальным флюороскопическим контролем за более короткий промежуток времени с не менее и даже более положительными результатами.

Конфликт интересов

Конфликт интересов не заявляется.

Библиографический список/References

1. Estner H.L., Deisenhofer I., Luik A., Ndrepepa G., von Bary C., Zrenner B. et al. Electrical isolation of pulmonary veins in patients with atrial fibrillation: reduction of fluoroscopy exposure and procedure duration by the use of a non-fluoroscopic navigation system (NavX). *Europace*. 2006; 8: 583–7.
2. Sporton S.C., Earley M.J., Nathan A.W., Schilling R.J. Electroanatomic versus fluoroscopic mapping for catheter ablation procedures: a prospective randomized study. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2004; 15: 310–5.
3. Rotter M., Takahashi Y., Sanders P., Haissaguerre M., Jais P., Hsu L.F. et al. Reduction of fluoroscopy exposure and procedure duration during ablation of atrial fibrillation using a novel anatomical navigation system. *Eur. Heart J.* 2005; 26: 1415–21.
4. Cavaye D.M., White R.A. Imaging technologies in cardiovascular interventions. *J. Cardiovasc. Surg. (Torino)*. 1993; 34 (1): 13–22.
5. Groenemeyer D.H., Seibel R.M., Melzer A., Schmidt A. Image-guided access techniques. *Endosc. Surg. Allied. Technol.* 1995; 3 (1): 69–75.
6. Gepstein L., Hayam G., Ben-Haim S.A. A novel method for nonfluoroscopic catheter-based electroanatomic mapping of the heart In vitro and in vivo accuracy results. *Circulation*. 1997; 95: 1611–22.
7. Dong J., Calkins H., Solomon S.B., Lai S., Dalal D., Lardo A.C. et al. Integrated electroanatomic mapping with three-dimensional computed tomographic images for real-time guided ablations. *Circulation*. 2006; 113: 186–94.
8. West J.J., Patel A.R., Kramer C.M., Helms A.S., Olson E.S., Rangavajhala V. et al. Dynamic registration of preablation imaging with a catheter geometry to guide ablation in a Swine model: validation of image integration and assessment of catheter navigation accuracy. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2010; 21: 81–7.
9. Thiagalingam A., Manzke R., D'Avila A., Ho I., Locke A.H., Ruskin J.N. et al. Intraprocedural volume imaging of the left atrium and pulmonary veins with rotational X-ray angiography: implications for catheter ablation of atrial fibrillation. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2008; 19: 293–300.
10. De Ponti R. From signals to colours: a case-based atlas of electroanatomic mapping in complex atrial arrhythmias. Milan: Springer; 2008.
11. De Groot N.M., Schalij M.J., Zeppenfeld K., Blom N.A., Van der Velde E.T., Van der Wall E.E. Voltage and activation mapping: how the recording technique affects the outcome of catheter ablation procedures in patients with congenital heart disease. *Circulation*. 2003; 108: 2099–106.
12. Marchlinski F.E., Callans D.J., Gottlieb C.D., Zado E. Linear ablation lesions for control of unmappable ventricular tachycardia in patients with ischemic and nonischemic cardiomyopathy. *Circulation*. 2000; 101: 1288–96.
13. Nakagawa H., Shah N., Matsudaira K., Overholt E., Chandrasekaran K., Beckman K.J. et al. Characterization of reentrant circuit in macroreentrant right atrial tachycardia after surgical repair of congenital heart disease: isolated channels between scars allow “focal” ablation. *Circulation*. 2001; 103: 699–709.
14. Soejima K., Stevenson W.G., Maisel W.H., Sapp J.L., Epstein L.M. Electrically unexcitable scar mapping based on pacing threshold for identification of the reentry circuit isthmus: feasibility for guiding ventricular tachycardia ablation. *Circulation*. 2002; 106: 1678–83.
15. Izquierdo M., Sánchez-Gómez J.M., Ferrero de Loma-Osorio A., Martínez A., Bellver A. et al. Endo-epicardial versus only-endocardial ablation as a first line strategy for the treatment

- of ventricular tachycardia in patients with ischemic heart disease. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2015; 8 (4): 882–9. DOI: 10.1161/CIRCEP.115.002827
16. Jadidi A.S., Duncan E., Miyazaki S., Lellouche N., Shah A.J. et al. Functional nature of electrogram fractionation demonstrated by left atrial high-density mapping. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2012; 5 (1): 32–42. DOI: 10.1161/CIRCEP.111.964197
 17. Hunter R.J., Diab I., Tayebjee M., Richmond L., Sporton S., Earley M.J., Schilling R.J. Characterization of fractionated atrial electrograms critical for maintenance of atrial fibrillation: a randomized, controlled trial of ablation strategies (the CFAE AF trial). *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2011; 4 (5): 622–9.
 18. Monir G., Pollak S.J. Consistency of the CFAE phenomena using custom software for automated detection of complex fractionated atrial electrograms (CFAEs) in the left atrium during atrial fibrillation. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2008; 19: 915–9.
 19. Wu J., Estner H., Luik A., Ucer E., Reents T., Pflaumer A. et al. Automatic 3D mapping of complex fractionated atrial electrograms (CFAE) in patients with paroxysmal and persistent atrial fibrillation. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2008; 19: 897–903.
 20. Verma A., Novak P., Macle L., Whaley B., Beardsall M., Wulffhart Z. et al. A prospective, multicenter evaluation of ablating complex fractionated electrograms (CFEs) during atrial fibrillation (AF) identified by an automated mapping algorithm: acute effects on AF and efficacy as an adjuvant strategy. *Heart Rhythm.* 2008; 5: 198–205.
 21. Del Carpio Munoz F., Buescher T., Asirvatham S.J. Teaching points with 3-dimensional mapping of cardiac arrhythmias: taking points: activation mapping. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2011; 4: e22–5.
 22. Del Carpio Munoz F., Buescher T.L., Asirvatham S.J. Three-dimensional mapping of cardiac arrhythmias: what do the colors really mean? *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2010; 3: e6–11.
 23. Del Carpio Munoz F., Buescher T.L., Asirvatham S.J. Teaching points with 3-dimensional mapping of cardiac arrhythmias: teaching point 3: when early is not early. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2011; 4: e11–4.
 24. Del Carpio Munoz F., Buescher T.L., Asirvatham S.J. Teaching points with 3-dimensional mapping of cardiac arrhythmia: mechanism of arrhythmia and accounting for the cycle length. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2011; 4: e1–3.
 25. Soejima K. How to troubleshoot the electroanatomic map. *Heart Rhythm.* 2010; 7: 999–1003.
 26. Markowitz S.M., Lerman B.B. How to interpret electroanatomic maps. *Heart Rhythm.* 2006; 3: 240–6.
 27. Jais P., Matsuo S., Knecht S., Weerasooriya R., Hocini M., Sacher F. et al. A deductive mapping strategy for atrial tachycardia following atrial fibrillation ablation: importance of localized reentry. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2009; 20: 480–91.
 28. Ballesteros G., Ramos P., Neglia R., Menendez D., Garcia-Bolao I. Atrial fibrillation ablation guided by a novel nonfluoroscopic navigation system. *Rev. Esp. Cardiol.* 2017; 70 (9): 706–12. DOI: 10.1016/j.rec.2017.03.008
 29. Razminia M., Willoughby M.C., Demo H., Keshmiri H., Wang T., D'Silva O.J. et al. Fluoroless catheter ablation of cardiac arrhythmias: a 5-year experience. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2017; 40 (4): 425–33. DOI: 10.1111/pace.13038
 30. Sommer P., Bertagnolli L., Kircher S., Arya A., Bollmann A., Richter S., Rolf S., Hindricks G. Safety profile of near-zero fluoroscopy atrial fibrillation ablation with non-fluoroscopic catheter visualization: experience from 1000 consecutive procedures. *Europace.* 2018. DOI: 10.1093/europace/eux378
 31. Álvarez M., Bertomeu-González V., Arcocha M.F., Morina P., Tercedor L., Ferrero de Loma Á. et al. Nonfluoroscopic catheter ablation. results from a prospective multicenter registry. *Rev. Esp. Cardiol. (Engl. Ed.)*. 2017; 70 (9): 699–705. DOI: 10.1016/j.rec.2016.12.040

Поступила 14.05.2020

Принята к печати 19.05.2020