

ВОЗМОЖНОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ ВНУТРИСЕРДЕЧНОЙ ЭХОКАРДИОГРАФИИ В КЛИНИЧЕСКОЙ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИИ

НЦ ССХ им. А.Н.Бакулева РАМН, Москва

Рассматриваются вопросы клинического применения внутрисердечной эхокардиографии: требования к аппаратуре, протокол проведения исследования, требования к изображению, возможность использования при катетерном лечении аритмий.

Ключевые слова: внутрисердечная эхокардиография, фибрилляция предсердий, радиочастотная катетерная абляция, тромбоэмболические осложнения, коронарный синус, левое предсердие, легочные вены

The following issues of clinical use of intracardiac echocardiography are considered: requirements for the equipment, study protocol, imaging requirements, potentiality of use during catheter treatment of arrhythmias.

Key words: intra cardiac echocardiography, atrial fibrillation, radiofrequency catheter ablation, thromboembolic complications, coronary sinus, left atrium, pulmonary veins.

Рост транскатетерных вмешательств и все более агрессивных катетерных абляционных стратегий лечения аритмий сердца стимулировали использование и развитие новых методов эхокардиографии (ЭхоКГ). Все чаще в клинической практике электрофизиолога применяется такой метод как внутрисердечная (ВС) эхокардиография (ВС ЭхоКГ). Удивительно осознавать, что самый ранний этап развития ультразвуковых методов приходится на середину прошлого столетия, уже в 1956, исследовался потенциал отображения сердечных структур устройствами, основанными на катеризации [1]. Самые первые исследователи использовали монокристаллические ультразвуковые датчики, некоторые из которых вращались, чтобы получить отображение сердца [2, 3].

В середине 1960-х R.C.Eggleton и соавт. [4] был разработан механический вращающийся 4-элементный ультразвуковой датчик, а в 1969 N.Vom и соавт. [5, 6] в Роттердаме разработал фазированный датчик с 32 элементами. Эта разработка предшествовала развитию методов лечения при помощи катетерных технологий. Развитию этого направления способствовали сложности выделения сосудистой и внутрисердечной анатомии крупных анатомических структур во время одноплановой, а затем и двухмерной ангиографии. Целью методики было точное измерение просвета сосудов. Некоторые из ранних исследований внутрисердечного отображения с фазовой технологией и цветным доплером были предприняты с миниатюризированными трансэзофагальными исследованиями на экспериментальных животных [5, 7].

Высокочастотные вращающиеся катетерные датчики с рабочим диапазоном от 20 до 30 МГц были разработаны и внедрены в клиническую практику для внутрикоронарных исследований, которые принесли новые открытия в области атеросклероза, сосудистого ответа на стентирование и коронарную пластику [8]. Однако датчики с такой частотой не подходили для отображения внутрисердечных структур и в дальнейшем появились версии таких вращающихся одноэлементных устройств с более низкой частотой (от 10 до 12,5 МГц). N.G.Pandian и соавт. [9] предложил использовать их для

внутрисердечных исследований в 1990. Данный метод применялся, прежде всего, для контроля проведения катетерного закрытия дефекта межпредсердной перегородки [10, 13].

Необходимость во внутрисердечном контроле возникла с развитием электрофизиологии сердца и появлением более сложных методик катетерной абляции сердечных аритмий, чтобы помочь электрофизиологу провести транссептальную пункцию, локализовать близость катетера к анатомическим ориентирам, включая кавопульмональный перешеек, область атриоventрикулярного узла, верхних и нижних легочных вен после входа в левое предсердие. Клинически доступные устройства для получения внутрисердечного изображения представлены в табл. 1.

Требования к эхокардиографическому изображению

Любой режим ЭхоКГ, использующийся для контроля за интервенционными процедурами должен обладать определенными идеальными характерными свойствами. Эти свойства включают в себя удобное для хирурга и пациента использование и простой механизм. Инструменты отображения должны обеспечивать возможность полного цветного отображения и отображения эффекта Доплера при исследовании кровотока. Для внутрисосудистого использования требуются интродьюсеры малого диаметра, чтобы сделать возможным его применение для маленьких детей. Хирург должен полностью контролировать отображение, а инструменты отображения должны обеспечивать нужную глубину проникновения (от 8 до 10 см), чтобы сделать возможным обзор легочных вен через правое предсердие, а также верхушку левого желудочка (ЛЖ) [11, 12]. Желательно, чтобы ВС ЭхоКГ изображения были сравнимы, или превосходили изображения, полученные при помощи чреспищеводной (ЧП) ЭхоКГ, но в настоящее время это реализовано только в приближенной к датчику ВС ЭхоКГ зоне [4, 14].

Краткий протокол проведения внутрисердечной эхокардиографии

ВС ЭхоКГ катетеры жесткие и вводятся без изгибания; таким образом, очень важно ввести катетер в

сердце под флюороскопическим контролем. Ультразвуковое отображение начинается, когда катетер размещен в середине правого предсердия, так называемой «нейтральной» позиции или «home view». При правильной установке в этом положении ВС ЭхоКГ катетер параллелен позвоночнику, и часть катетера с датчиком обращена к трехстворчатому клапану. Флюороскопическое (переднезадний вид) и ЭхоКГ изображение, полученное при помощи ВС ЭхоКГ катетера в этом положении показаны на рис. 1А. В этом положении видны трехстворчатый клапан, приточный и выводной отдел правого желудочка и длинная ось легочного клапана. Также в этом положении может быть виден и аортальный клапан (короткая ось). Перегородка в этом положении видна плохо. Однако, в некоторых случаях может быть видна артериальная часть перегородки, и, если включен цветной Допплеровский режим, может быть виден сброс крови (при его наличии). Это положение важно для оценки функции трехстворчатого клапана.

При нахождении катетера в нейтральной позиции необходимо повернуть переднезаднюю ручку слегка назад, а право-левую слегка вправо - датчик будет обращен к межпредсердной перегородке (рис. 1В). Это септальный вид, в этом положении хорошо видны межпредсердная перегородка (полностью), венечный синус и легочные вены. Легочные вены могут быть видны более или менее детализировано, в зависимости от точного расположения датчика.

После того, как ВС ЭхоКГ катетер продвигается в более краниальное положение по отношению к верхней полой вене, может быть получен вид, называемый длинно-осевым видом. Флюороскопическое изображения, показывающие размещение катетера, и соответствующие этому положению ЭхоКГ изображения, представлены на рис. 1С. В этой плоскости датчик обращен к межпредсердной перегородке и может быть видно отношение верхней полой вены к правому предсердию. Большие участки верхней полой вены могут быть видны по мере дальнейшего продвижения ЭхоКГ катетера в изогнутом положении по направлению к вене с изгибом чуть вправо. Более отчетливое изображение

нижней части межпредсердной перегородки можно получить при отклонении ВС ЭхоКГ катетера по направлению к нижней полой вене. С помощью приведенных положений катетера могут быть хорошо отражены овальная ямка, овальное окно, дефекты межпредсердной перегородки, могут быть измерены ее верхние и нижние края, а также диаметр дефекта; а также отображены как правая, так и левая легочные вены, в зависимости от точного угла плоскости отображения. Чтобы достичь этих видов, можно управлять углом отображения при помощи вращения по часовой и против часовой стрелок, а также ручкой сгибания/разгибания.

После того, как ВС ЭхоКГ катетер размещен в закрытую позицию, вся рукоятка катетера в наружной оболочке вращается по часовой стрелке, пока не установится в позиции с датчиком возле кольца трехстворчатого клапана и нисходящей аорты. Минимальное регулирование передне/задней ручки с незначительным задним изгибом и более левосторонним вращением право-левой ручки могут показать вид по короткой оси. Флюороскопическое изображение, отражающее размещение катетера и соответствующее ЭхоКГ изображение показаны на рис. 1D. Различимые в этом положении анатомические структуры включают аортальный клапан в короткой оси и межпредсердную перегородку. Это положение очень похоже на базальный вид по короткой оси, получаемый при помощи ЧП ЭхоКГ. Однако правое предсердие показывается близлежащим к датчику, а левое предсердие - удаленным от датчика, что противоположно ЧП ЭхоКГ изображению.

Дополнительные виды могут быть получены продвижением катетера через дефект межпредсердной перегородки или открытое овальное окно в левое предсердие, так называемые виды из левого сердца. ЭхоКГ изображения из этого расположения равносильны трансоракальным и ЧП ЭхоКГ 4-камерным видам. Анатомические структуры, определяемые в этом положении включают митральный клапан, ЛЖ и правый желудочек. Катетером можно управлять далее, чтобы увидеть ушко левого предсердия, затем катетер отодвигается назад к правому предсердию [41].

Таблица 1.

Устройства для внутрисердечной эхокардиографии

Торговое название	Производитель	Характеристика
UltralCE	Boston Scientific	9 F жесткий круговой с приводом от двигателя монохромный
AcuNav	Siemens, Biosense-Webster	Бокового обзора 64-элементный фазированный гнущийся в 4 плоскостях, 8F и 10 F монохромный, с цветным доплером, тканевым доплером, 3 D навигацией с системой Cartosound
EP Med View Flex Catheter	St Jude Medical	Бокового обзора 64-элементный со сканером Viewmate, интродьюсер 10 F, гнущийся в 2 плоскостях, монохромный, цветной доплер, тканевой доплер, 8-2 МГц
ClearICE	St Jude Medical	С приводом от угловой рукоятки, 64-элементный бокового обзора, большой степени гибкости в 4 плоскостях бокового обзора датчик с 2 наборами электродов для интеграции в систему 3 D навигации NavX, работающий с GE Vivid/сканер, монохромный, тканевой доплер, синхронизирующее картирование, 2 D управлением
SoundStar Catheter	Biosense-Webster	Новый катетер 10 F (3,33-мм) со встроенным ультразвуковым датчиком (как AcuNav) с магнитным датчиком в головке для работы с системой Carto

Трансептальная пункция

В настоящее время ВС ЭхоКГ прочно зарекомендовала себя в качестве метода для интраоперационного контроля пункции межпредсердной перегородки. Концепция трансептальной катетеризации включает констатацию факта, что истинной межпредсердной частью перегородки, в первую очередь, является овальная ямка, заслонка овальной ямки и передний край лимбу-

са - единственные предсердные септальные структуры, которые действительно являются межпредсердными [17]. Трансептальная пункция в других областях межпредсердной перегородки не является безопасной и продвижение катетера от правого к левому предсердию может привести к осложнениям. Вход в аорту и перикардиальное пространство создают чрезвычайно высокий риск. Медиальная стенка правого предсердия имеет несколько анатомически отличительных структур. Овальная ямка распознается сразу как мембранозная структура. Правопредсердный вид овальной ямки отчетливо показывает пограничный гребень, который не виден с левопредсердной стороны перегородки. Повреждение аорты может произойти, если игла проходит впереди от гребня. Это приводит к входу иглы в поперечный синус и перфорации аорты.

Крайне необходимым является использование ЭхоКГ изображения, измерение давления и контрастирование структур перед продвижением направляющих катетеров в левое предсердие. Перикардиальные выпот и тампонада случаются во время входа в аорту и при повреждении поперечного синуса [19]. Более того, существует дополнительный риск входа в восходящую и нисходящую аорту через левое предсердие, поскольку аорта находится рядом с крышей предсердия. Возможность нескольких вариантов строения этой области влияет на трансептальную катетеризацию; они включают лимфоматозную гипертрофию, фиброз (который замечен при повторных трансептальных процедурах) и аневризму межпредсердной перегородки. Более того, присутствие добавочной левой верхней полой вены также делает доступ затрудненным, преимущественно из-за деформации медиальной стенки правого предсердия к обширному венечному синусу [18]. Овальная ямка и эти варианты анатомии распознаются на ВС ЭхоКГ, и этот режим отображения может повысить безопасность трансептальной пункции [20]. ЭхоКГ изображение при проведении трансептальной пункции показано на рис. 2.

Применение ВС ЭхоКГ в лечении фибрилляции предсердий

Предсердия в норме являются тонкостенными структурами (толщина стенок не превышает 4 мм); однако стенка предсердия может быть тоньше, а в близости предсердножелудочковой борозды может достигать 2,0 мм. Существует предположительная анатомическая гетерогенность толщины стенки предсердий на уровне передней, верхней, задней и латеральной частей левого предсердия [21, 22]. Имеется сложное анатомическое отношение между задней стенкой левого предсердия, перикардом, поперечным и косым синусами и смежными структурами, такими как аорта и пищевод [23, 24]. Во время процедур кате-

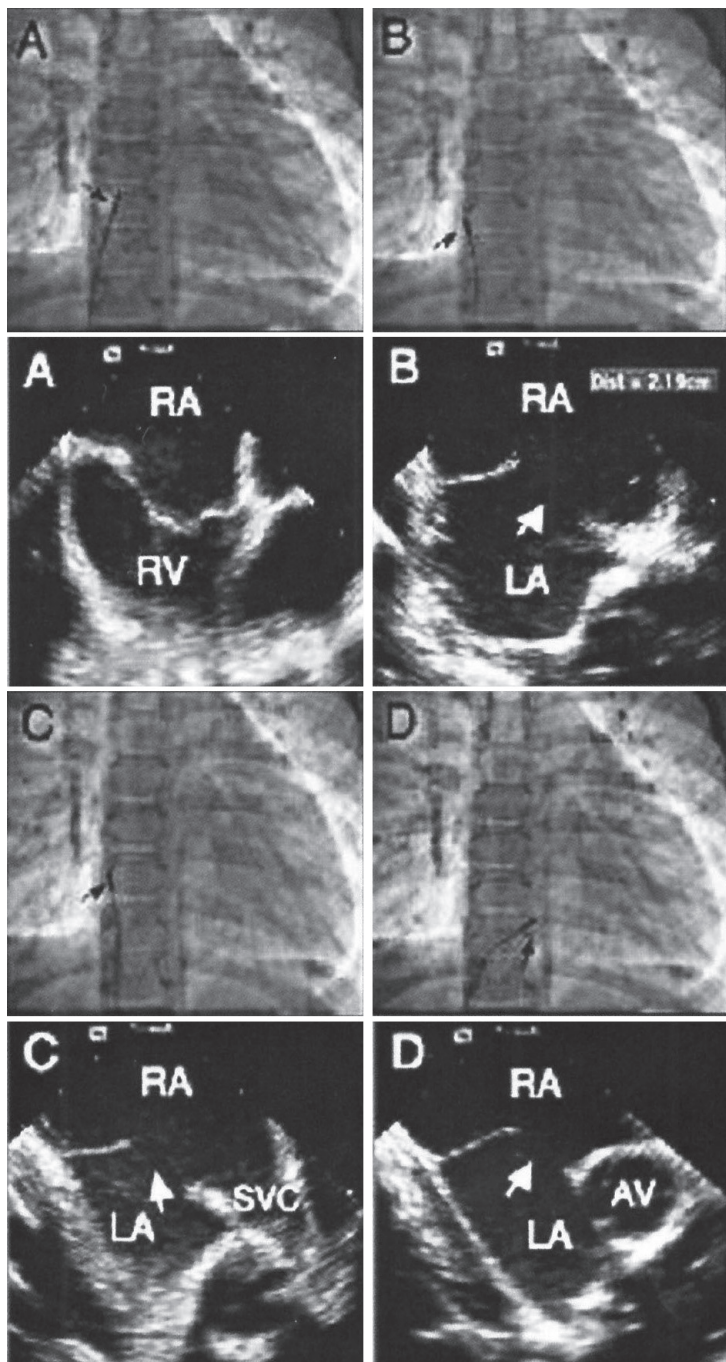


Рис. 1 Флюороскопические и эхокардиографические изображения: А - в «нейтральной» позиции ВС ЭхоКГ катетера, В - в септальной позиции ВС ЭхоКГ катетера (LA - левое предсердие, FO - овальная ямка), С - в длинноосевой позиции ВС ЭхоКГ катетера в доплеровском режиме (поток через дефект межпредсердной перегородки, отношение правого предсердия к верхней полой вене), D - аортальный клапан по короткой оси и межпредсердная перегородка, стрелкой указан дефект межпредсердной перегородки.

терной аблации в левом предсердии, любая из этих структур может быть повреждена. Легочные вены расположены сзади и имеют мышечные муфты, которые их окружают. Фазированное ВС ЭхоКГ изображение очень полезно при локализации легочных вен и для обеспечения визуализации того, что аблационные воздействия происходят в предсердной части соединения легочной вены с предсердием [25]. ВС ЭхоКГ эффективно использовалась во время антральной изоляции легочных вен при фибрилляции предсердий для титрования подачи энергии под контролем за формированием микропузырьков [26]. Более того, в этом случае ВС ЭхоКГ изображение показало свое превосходство над электрофизиологическими показателями, такими как контроль электрического сопротивления, для идентификации участков, которые безопасны для аблации [27]. Определение толщины стенок при помощи ВС ЭхоКГ также важно для контроля и оценки воздействий во время катетерной аблации [28].

Одной из наиболее ценных ролей ВС ЭхоКГ в электрофизиологической лаборатории является контроль за перикардиальным выпотом и предотвращением любой нестабильности гемодинамики во время катетерной аблации [24]. Пищевод представляет возможное затруднение при аблации миокарда левого предсердия по причине его близкого расположения к задней стенке. Образование предсердно-пищеводной фистулы является одним из самых грозных осложнений аблации в левом предсердии [30]. ВС ЭхоКГ эффективно используется для идентификации положения пищевода во время этой процедуры [31, 32]. Расположение венечных артерий также может быть определено при использовании ВС ЭхоКГ во время процедур [33]. Использование ВС ЭхоКГ при аблации позволяет тщательно следить за факторами, которые могут служить причиной развития тромбоэмболий. Среди этих факторов можно выделить образование тромбов на участках внедрения катетеров и интродьюсеров, образование тромбов на эндокардиально поврежденных структурах и образование сгустков в местах прикрепления аблационных электродов [42].

Круговая аблация вокруг левой верхней легочной вены может вызвать определенные трудности из-за близости ушка левого предсердия. Визуализация с помощью ВС ЭхоКГ этого узкого, неровного участка ткани между левой верхней легочной веной и ушком левого предсердия, позволяет нанести более точные радиочастотные воздействия. Другой пример, подтверждающий ценность ВС ЭхоКГ как метода, позволяющего выявить зоны для аблации, заключается в том, что можно наносить радиочастотные воздействия в места соединения верхней и нижней легочных вен, имеющих общее устье. ВС ЭхоКГ можно использовать, в данном случае, чтобы обнаружить тонкий участок ткани между верхней и нижней легочными венами, который может располагаться в нескольких сантиметрах от общего устья. Исследование, в ходе которого сравнивались результаты проведения процедуры изоляции легочных вен с применением циркулярных картирующих катетеров, как с использованием метода ВС ЭхоКГ, так и без него, показало, что флюороскопическая флебо-

графия не позволяла точно определить истинное устье легочной вены в сравнении с ВС ЭхоКГ. Еще одним преимуществом ВС ЭхоКГ является возможность контролировать контакт между электродом и эндокардом в течение всей процедуры [44, 45].

Сужение легочных вен так же оценивается при помощи ВС ЭхоКГ доплеровских измерений. С помощью доплеровского метода возможно провести оценку параметров распространения пульсовой волны в устье каждой, подвергающейся процедуре вены, до и после круговой аблации [43].

Чрезкожная внутривенная эхокардиография

Недостатками ВС ЭхоКГ являются ограниченная видимость некоторых структур из-за близкого расположения ВС ЭхоКГ катетера к этим эндокардиальным структурам, сравнительной нестабильностью полученных изображений и, связанное с катетером, вмешательство [22]. В последнее время внутривенная (ВП) ЭхоКГ проводилась пациентам во время эпикардиальной катетерной аблации. ВП ЭхоКГ изображения обеспечивают виды сердца из перикардиального синуса, что является безопасным и эффективным методом отображения нужных сердечных структур во время электрофизиологических процедур, которые включают перикардиальный доступ. Этот подход обеспечивает изображение в режиме реального времени с высоким разрешением тех структур, которые обычно нелегко увидеть с помощью традиционной ВС ЭхоКГ, а также обеспечивает улучшенную, по сравнению с традиционной ВС ЭхоКГ, стабильность изображения по причине уменьшения помех от катетера к катетеру. ВП ЭхоКГ менее ограничена артефактами ближней зоны по сравнению с ВС ЭхоКГ, поскольку катетер помещается снаружи сердца. Также обеспечивается стабильность изображения, поскольку катетер держится на месте своего размещения в поперечном или косом синусе [34, 35].

ВС ЭхоКГ внутри венечного синуса

ВС ЭхоКГ изображение внутри коронарного синуса обеспечивает уникальные виды митрального кла-

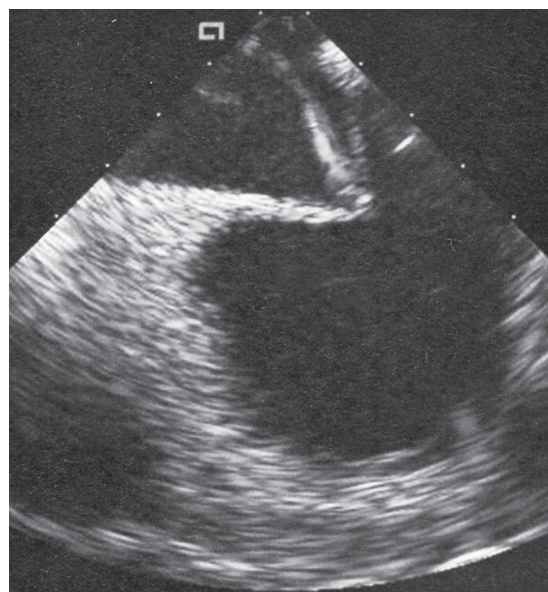


Рис. 2. Пункция межпредсердной перегородки.

пана и четкое изображение левого предсердия. Анатомическое расположение венечного синуса и косоугольного синуса перикарда дает возможность получить виды, эквивалентные описанной выше ВП ЭхоКГ. ВС ЭхоКГ катетеры продемонстрировали свою эффективность при визуализации митрального перешейка, предсердно-желудочковой борозды, сосудов, венечных артерий и митрального клапана [36, 37, 38].

Дальнейшие достижения ВС ЭхоКГ

При растущей сложности электрофизиологических процедур и все более широком использовании компьютерной томографии для картирования и объединения изображений потребуются дополнительные усилия по совершенствованию ВС ЭхоКГ, чтобы ограничить лучевую нагрузку на пациентов, которым требуются множественные процедуры для лечения аритмии и/или ресинхронизирующей терапии с размещением нескольких электродов в камерах сердца. В настоящее время используются возможности тканевого доплера и, таким образом, расширяется поле видимости первого устройства, ультразвукового катетера с боковым изгибом, для моделирования ресинхронизирующей терапии. Наполненный левый желудочек в поперечном сечении часто виден из правого предсердия и высокая частота сканирования с высоким разрешением изображения как нельзя более подходит для моделирования 2-х мерных изображений, чтобы достичь синхронии на выбранном участке [39, 40].

М. Ziyad и соавт. в 2009 году был разработан ультразвуковой катетер миниатюрного размера с обращенным назад ультразвуковым окном, который имеет канал вдоль своей оси для радиочастотного катетера, чтобы объединить отображение и терапию в одном устройстве (рис. 3) [41]. Предположительные преимущества включают более высокую разрешающую способность и стабильность частоты для интеграции компьютерных ультразвуковых датчиков (сMUTs), которые представляют следующее поколение ультразвуковых технологий. Они более производительные и гибкие, чем датчики использующие пьезоэлектрическую технологию, могут быть сделаны из множества датчиков, объединенных в 1 головку, поэтому их производительность в разы отличается от предыдущего поколения датчиков. Гибкий пакет объединенных в силиконовую головку датчиков ультразвукового катетера, который имеет питание от сети, позволяет иметь стабильную разрешающую способность, и, что чрезвычайно важно, не имеет

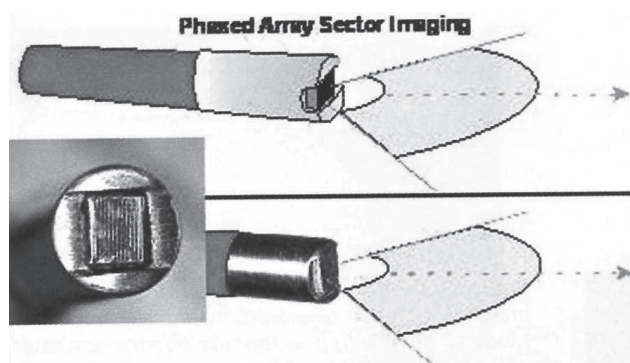


Рис. 3. Ультразвуковой катетер с каналом для катетера радиочастотной абляции.

«провала» отображения перед самой головкой, а амплитуда сигнала регулируется плавно.

Похожие усилия были затрачены на разработку катетера с высококонцентрированным ультразвуковым полем для лечения онкологических заболеваний под контролем ядерно-магнитно-резонансной томографии. Авторы разработки показали, что таким образом компьютерные ультразвуковые катетеры потенциально могут использоваться для излучения ультразвукового поля высокой интенсивности с одного и того же катетера [41].

Четырехмерные внутрисердечные устройства отображения

Последним достижением на сегодняшний день является интеграция 4-х мерного ультразвукового внутрисердечного изображения. Предыдущие попытки создать 4-мерные изображения с использованием вращающихся ультразвуковых датчиков породили 4-мерные внутрисердечные карты, подобные изображению ВС ЭхоКГ [40]. Однако, такое изображение является реконструктивным, его формирование не происходит в режиме реального времени.

Пример 4-мерного реконструктивного изображения показан на рис. 4. Матричные датчики с боковым сканированием пространства, обернутые вокруг катетера сканируют анатомические структуры в трехмерном пространстве. Обращенные назад 4-мерные датчики будут применимы для того, чтобы обеспечить внутрисердечный контроль операции в динамике в режиме реального времени.

Компьютерный датчик работает в опытном режиме. Он сконструирован на печатной плате и при испытаниях давал 4-х мерное изображение нужных структур в водной среде. Необходимые микросхемы для связи с другими устройствами и гнувшиеся части для изготовления круглого датчика на сегодняшний

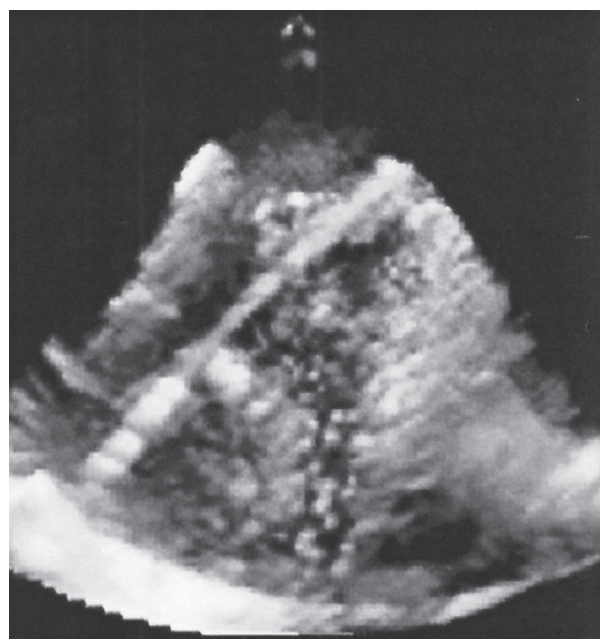


Рис. 4. Прототип трехмерной ВС ЭхоКГ системы, дающей изображение в режиме реального времени в эксперименте на животных. Вид абляционного катетера в правом желудочке из левого предсердия.

день еще совершенствуются. Такой датчик имеет толщину 9F, оснащен электродами для интеграции электрического поля установки NavX (St Jude Medical), может сканировать конические предметы, чтобы отображать поверхности внутри сердца размером от 4 до 7 см. Устройство имеет внутренний просвет размером 5F, который можно использовать для лазерного электрода, радиочастотного электрода, добавочных компьютерных датчиков cMUTs или электрофизиологического

абляционного катетера, при этом их размещение и движение можно наблюдать в реальном времени [41].

В настоящее время, в отделении хирургического лечения тахиаритмий НЦ ССХ им. А.Н.Бакулева РАМН мы используем внутрисердечную ЭхоКГ как важный дополнительный метод во время операций радиочастотной абляции при различных нарушениях ритма, как для контроля возможных осложнений, так и для повышения эффективности процедур.

ЛИТЕРАТУРА

1. Cieszynski T. Intracardiac method for the investigation of structure of the heart with the aid of ultrasonics // *Arch Immim Ther Exp*. 1960; 8: 551-557.
2. Kimoto S, Omoto R, Tsunemoto M. Ultrasonic tomography of the liver and detection of heart atrial septal defect with the aid of ultrasonic intravenous probes // *Ultrasonics*. 1964; 2: 82.
3. Kossoff G. Diagnostic application of ultrasound in cardiology // *Aust Radiol*. 1966; 10: 101-106.
4. Eggleton RC, Townsend C, Kossoff G. Computerized ultrasonic visualization of dynamic ventricular configuration. In: Program and Abstracts of the Eighth ICMBE; Palmer House, Chicago, 111; July 1969; session 10-3.
5. Bom N, Lancee CT, Van Egmond FC. An ultrasonic intracardiac scanner // *Ultrasonics*. 1972; 10: 72-76.
6. Bom N, ten Hoff H, Lancee CT et al. Early and recent intraluminal ultrasound devices // *Int J Cardiac Imaging*. 1989; 4: 79-88.
7. Ludomirsky A, Ricou F, Weintraub R, Sahn DJ. Applications of intravascular scanning in congenital heart disease. In: Tobis JM, Yock P. eds. *Intravascular Ultrasound Imaging*. New York, NY: Churchill Livingstone Publisher; 1992: 247-252.
8. Pandian NG, Kreis A, Brockway B. et al. Ultrasound angiography: real-time, two-dimensional, intraluminal ultrasound imaging of blood vessels // *Am J Cardiol*. 1988; 62: 493-494.
9. Pandian NG, Kreis A, Weintraub A. et al. Real-time intravascular ultrasound imaging in humans // *Am J Cardiol*. 1990; 65: 1392-1396.
10. Valdes-Cruz LM, Sideris E, Sahn DJ et al. Transvascular intracardiac applications of a miniaturized phased-array ultrasonic endoscope: initial experience with intracardiac imaging in piglets // *Circulation*. 1991; 83: 1023-1027.
11. Seward JB, Packer DL, Chan RC et al. Ultrasound cardioscopy: embarking on a new journey // *Mayo Clin Proc*. 1996; 71: 629-635.
12. Seward JB, Khandheria BK, McGregor CG et al. Transvascular and intracardiac two-dimensional echocardiography // *Echocardiography*. 1990; 7: 457-464.
13. Hellenbrand WE, Fahey JT, McGowan FX et al. Transesophageal echocardiographic guidance of transcatheter closure of atrial septal defect // *Am J Cardiol*. 1990; 66: 207-213.
14. Hijazi ZM, Wang Z, Cao QL et al. Transcatheter closure of atrial septal defects and patent foramen ovale under intracardiac echocardiographic guidance: feasibility and comparison with transesophageal echocardiography // *Catheter Cardiovasc Interv*. 2001; 52: 194-199.
15. Koenig PR, Abdulla RI, Cao QL, Hijazi ZM. Use of intracardiac echocardiography to guide catheter closure of atrial communications // *Echocardiography*. 2003; 20: 781-787.
16. Cao QL, Zabal C, Koenig P et al. Initial clinical experience with intracardiac echocardiography in guiding transcatheter closure of perimembranous ventricular septal defects: feasibility and comparison with transesophageal echocardiography // *Catheter Cardiovasc Interv*. 2005; 66: 258-267.
17. Anderson RH, Webb S, Brown NA. Clinical anatomy of the atrial septum with reference to its developmental components // *Clin Anat*. 1999; 12: 362-374.
18. Marcus GM, Ren X, Tseng ZH et al. Repeat transseptal catheterization after ablation for atrial fibrillation // *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2007; 18: 55-59.
19. Daoud EG, Kalbfleisch SJ, Hummel JD. Intracardiac echocardiography to guide transseptal left heart catheterization for radiofrequency catheter ablation // *J Cardiovasc Electrophysiol*. 1999; 10: 358-363.
20. Bidart C, Vaseghi M, Cesario DA et al. Radiofrequency current delivery via transseptal needle to facilitate septal puncture // *Heart Rhythm*. 2007; 4: 1573-1576.
21. Ho SY, Sanchez-Quintana D, Cabrera J A, Anderson RH. Anatomy of the left atrium: implications for radiofrequency ablation of atrial fibrillation // *J Cardiovasc Electrophysiol*. 1999; 10: 1525-1533.
22. Becker AE. Left atrial isthmus: anatomic aspects relevant for linear catheter ablation procedures in humans // *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2004; 15: 809-812.
23. D'Avila A, Scanavacca M, Sosa E et al. Pericardial anatomy for the interventional electrophysiologist // *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2003; 14: 422-430.
24. Cury RC, Abbara S, Schmidt S et al. Relationship of the esophagus and aorta to the left atrium and pulmonary veins: implications for catheter ablation of atrial fibrillation // *Heart Rhythm*. 2005; 2: 1317-1323.
25. Verma A, Marrouche NF, Natale A. Pulmonary vein antrum isolation: intracardiac echocardiography-guided technique // *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2004; 15: 1335-1340.
26. Marrouche NF, Martin DO, Wazni O et al. Phased-array intracardiac echocardiography monitoring during pulmonary vein isolation in patients with atrial fibrillation: impact on outcome and complications // *Circulation*. 2003; 107: 2710-2716.
27. Vaseghi M, Cesario DA, Valderrabano M et al. Impedance monitoring during catheter ablation of atrial fibrillation // *Heart Rhythm*. 2005; 2: 914-920.
28. Ren JF, Callans DJ, Schwartzman D et al. Changes in local wall thickness correlate with pathologic lesion size

- following radiofrequency catheter ablation: an intracardiac echocardiographic imaging study // *Echocardiography*. 2001; 18: 503-507.
29. Bunch TJ, Asirvatham SJ, Friedman PA et al. Outcomes after cardiac perforation during radiofrequency ablation of the atrium // *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2005; 16: 1172-1179.
30. Pappone C, Oral H, Santinelli V et al. Atrio-esophageal fistula as a complication of percutaneous transcatheter ablation of atrial fibrillation // *Circulation*. 2004; 109: 2724-2726.
31. Cummings JE, Schweikert RA, Saliba WI et al. Assessment of temperature, proximity, and course of the esophagus during radiofrequency ablation within the left atrium // *Circulation*. 2005; 112: 459-464.
32. Ren JF, Marchlinski FE, Callans DJ. Real-time intracardiac echocardiographic imaging of the posterior left atrial wall contiguous to anterior wall of the esophagus // *J Am Coll Cardiol*. 2006; 48: 594; author reply 594-595.
33. Vaseghi M, Cesario DA, Mahajan A et al. Catheter ablation of right ventricular outflow tract tachycardia: value of defining coronary anatomy // *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2006; 17: 632-637.
34. Horowitz BN, Vaseghi M, Mahajan A et al. Percutaneous intra-pericardial echocardiography during catheter ablation: a feasibility study // *Heart Rhythm*. 2006; 3: 1275-1282.
35. Tude Rodrigues AC, d'Avila A, Houghtaling C et al. Intrapericardial echocardiography: a novel catheter-based approach to cardiac imaging // *J Am Soc Echocardiogr*. 2004; 17: 269-274.
36. West JJ, Norton PT, Kramer CM et al. Characterization of the mitral isthmus for atrial fibrillation ablation using intracardiac ultrasound from within the coronary sinus // *Heart Rhythm*. 2008; 5: 19-27.
37. Cesario DA, Valderrabano M, Cai JJ et al. Electrophysiological characterization of cardiac veins in humans // *J Interv Card Electrophysiol*. 2004; 10: 241-247.
38. Celigoj A, Cesarion D, Mahajan A et al. Intra-coronary sinus echocardiography: a new approach to guide cardiac interventional procedures // *J Am Coll Cardiol*. 2007; 49S: 133A-134A.
39. Okumura Y, Henz BD, Johnson SB et al. Multimodality image mapping system methods, quantitative validation, and clinical feasibility of a novel three-dimensional ultrasound for image-guided mapping and intervention // *Circ Arrhythmia Electrophysiol*. 2008; 1: 110-119.
40. Seward JB. Fantastic voyage through the cardiovascular system // *Eur J Echocardiogr*. 2004; 5: 8-11.
41. Hijazi ZM, Shivkumar K, Sahn DJ. Intracardiac echocardiography during Interventional and Electrophysiological Cardiac Catheterization // *Circulation*, 2009; 3; 587-596.
42. Ren JF, Marchlinski FE, Callans DJ. Left atrial thrombus associated with ablation for atrial fibrillation: identification with intracardiac echocardiography // *J Am Coll Cardiol* 2004; 43: 1861-7.
43. Saad EB, Marrouche NF, Saad CP et al. Pulmonary vein stenosis after catheter ablation of atrial fibrillation: emergence of a new clinical syndrome // *Ann Inter Med* 2003; 138: 634-8
44. Chu E, Fitzpatrick AP, Chin MC, et al. Radiofrequency catheter ablation guided by intracardiac echocardiography // *Circulation*, 1994; 89 ; 1301-5.
45. Chu E, Kalman JM, Kwasman MA et al. Intracardiac echocardiography during radiofrequency catheter ablation of cardiac arrhythmias in humans // *J Am Coll Cardiol* 1994; 24: 1351-7.