

# Регистрация данных в трехмерной эхокардиографии

М.Н. Алехин

ФГБУ “Центральная клиническая больница с поликлиникой” Управления делами Президента Российской Федерации, г. Москва

ФГБУ “Учебно-научный медицинский центр” Управления делами Президента Российской Федерации, г. Москва

Трехмерная эхокардиография представляет собой мощный и одновременно сложный инструмент анализа трехмерных данных. Для полноценного использования этого инструмента необходимо адекватно зарегистрировать данные с учетом задач последующего анализа. В настоящее время четырехмерная эхокардиография предлагает широкий спектр инструментов для регистрации данных в зависимости от целей исследования. Статья посвящена обзору основных способов регистрации данных при четырехмерной эхокардиографии. Анализируются их преимущества и недостатки.

**Ключевые слова:** эхокардиография, трехмерная, реальное время.

Современные технологии специальных матричных датчиков позволяют получить информацию для более 3 000 элементов, которые формируют трехмерный набор ультразвуковых данных в виде пирамиды в режиме реального времени. Таким образом, наряду с трехмерным объемом ультразвуковых данных в виде пирамиды при исследовании сердца имеется еще одно измерение, которым является время. Именно поэтому трехмерную эхокардиографию (ЭхоКГ) в реальном времени нередко называют че-

тырехмерной ЭхоКГ, тем самым подчеркивая важность этой четвертой временной составляющей.

В нашей стране метод трехмерной ЭхоКГ в реальном времени впервые был применен сотрудниками Института клинической кардиологии им. А.Л. Мясникова Российского кардиологического научно-производственного комплекса Минздрава Российской Федерации в 2003 г. [1]. В настоящее время трехмерная ЭхоКГ в реальном времени, или четырехмерная ЭхоКГ, доступна на многих ультразвуковых системах. Появляются новые возможности регистрации и анализа данных трехмерной ЭхоКГ.

Практика использования трехмерной ЭхоКГ предполагает знание ряда технических особенностей регистрации данных и анализа полученных данных с помощью разнообразного инструментария. Без знания врачом этих технических особенностей и соответствующего инструментария складывается ситуация, весьма похожая на использование мощных компьютерных программ не очень искушенными пользователями, когда имеющийся функционал программ используется по минимуму.

Задача этой лекции и состоит в том, чтобы показать врачу, каким образом можно получить необходимую информацию и приступить к изучению этого мощного инструмента с тем, чтобы эффективно им пользоваться.

М.Н. Алехин – д.м.н., заведующий отделением функциональной диагностики ФГБУ “Центральная клиническая больница с поликлиникой” Управления делами Президента Российской Федерации; профессор кафедры терапии, кардиологии и функциональной диагностики с курсом нефрологии ФГБУ “Учебно-научный медицинский центр” Управления делами Президента Российской Федерации.

**Контактная информация:** 121356 г. Москва, ул. Маршала Тимошенко, д. 15, Центральная клиническая больница с поликлиникой, отделение функциональной диагностики. Алехин Михаил Николаевич.  
Тел.: (495) 530-04-20. Факс: (495) 530-04-20. E-mail: amn@mail.ru

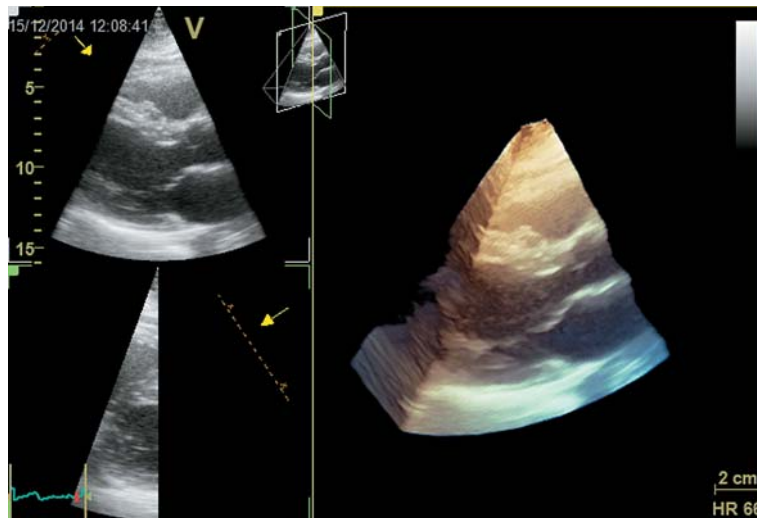


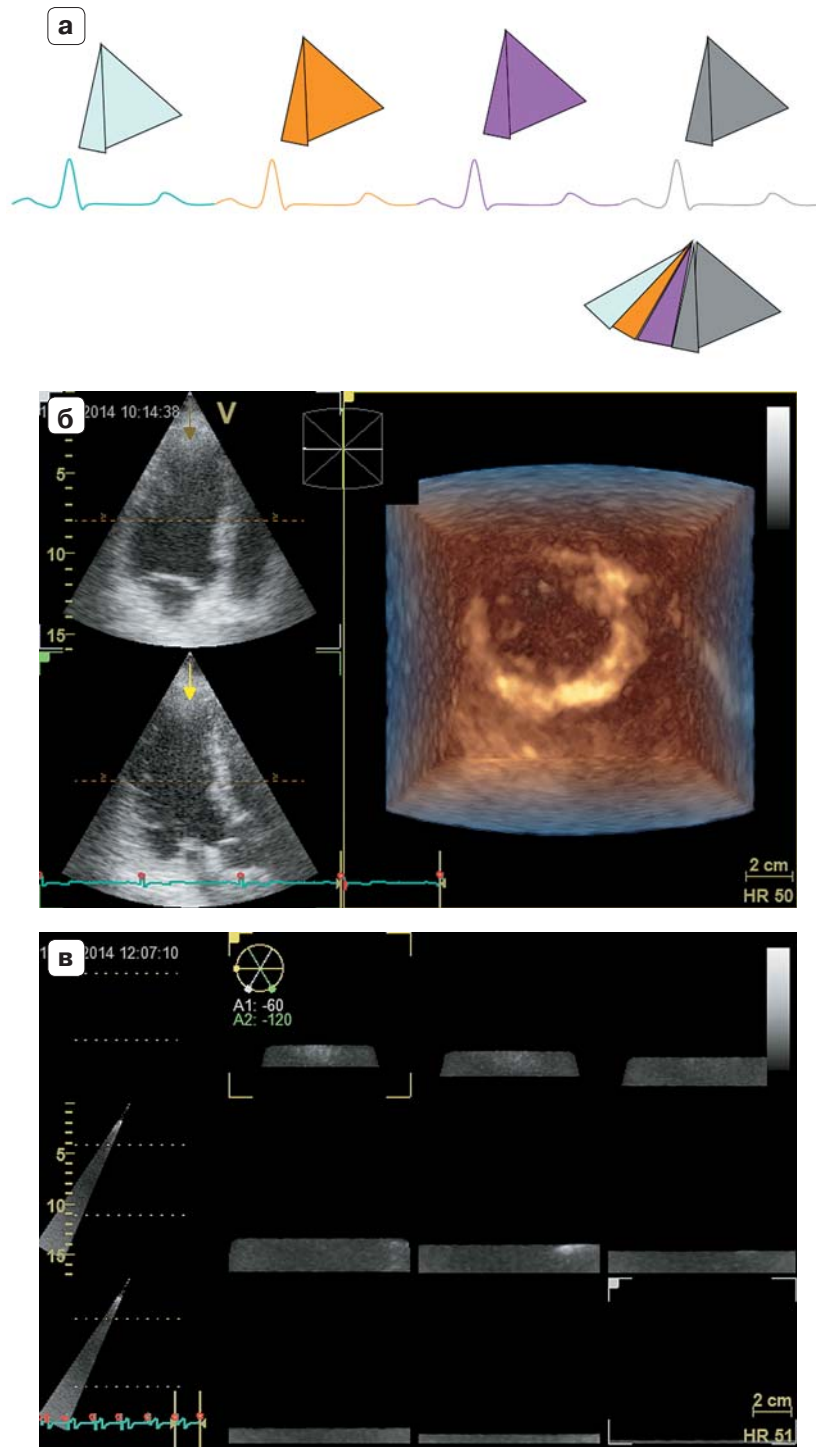
Рис. 1. Трехмерная ЭхоКГ в режиме реального времени. Опорная плоскость сканирования соответствует сечению из парастерального доступа по длинной оси. Здесь и далее желтыми стрелками отображается направление взгляда на разрез трехмерной пирамиды.

Современные приборы позволяют формировать четырехмерное ЭхоКГ-изображение двумя различными способами. Первый способ по сути является *трехмерной ЭхоКГ в режиме реального времени*, при которой немедленно регистрируется пирамида трехмерных данных (рис. 1). Второй способ, назовем его *трехмерной многоцикловой ЭхоКГ*, основан на получении нескольких триггеруемых электрокардиограммой трехмерных объемов (пирамид данных), которые формируются последовательно за несколько сердечных циклов (2–6 циклов) и в последующем электронно “сшиваются” с получением единого трехмерного объема пирамидальной формы (рис. 2). Таким образом, четырехмерное ЭхоКГ-изображение при таком многоцикловом способе получения информации по сути своей является реконструированным из нескольких сердечных циклов.

*Трехмерная ЭхоКГ в режиме реального времени* представляет собой самый простой и очевидный режим, который реализуется немедленно путем нажатия одной кнопки. В связи с этим данный режим и оказывается наиболее востребованным в практике для понимания взаиморасположения сердечных структур, особенно на начальном этапе знакомства с трехмерной ЭхоКГ. Большинство ультразвуковых систем предоставляет следующие возможности при трехмерной ЭхоКГ в режиме реального вре-

мени: получение информации в узком объеме, многоплановое сканирование, получение информации в выбранном секторе с увеличением (ZOOM), получение информации полного объема.

*Трехмерная ЭхоКГ в режиме реального времени (четырёхмерная ЭхоКГ) в узком объеме.* Это именно то изображение, которое появляется при включении трехмерного датчика. Трехмерное изображение мгновенно меняется в соответствии с движениями и манипуляциями датчиком, и оно представляет собой узкую пирамиду ультразвуковых данных. Широкая плоскость этой пирамиды соответствует длиннику ультразвукового датчика и носит название азимутальной плоскости. Перпендикулярная ей узкая плоскость пирамиды представляет собой элевационную плоскость. Азимутальная плоскость обычно является основной, или опорной, и именно она используется для ориентировки при проведении сканирования. Наряду с трехмерной пирамидой нередко отображаются двухмерные изображения в азимутальной и элевационной плоскостях. Размеры узкого сектора обычно недостаточны для полной визуализации большинства сердечных структур одновременно. Однако полипозиционное сканирование при четырехмерной ЭхоКГ узким сектором позволяет получить представление о ряде сложных сердечных структур по аналогии с полипозиционным



**Рис. 2.** Трехмерная многоцикловая ЭхоКГ. а – схема формирования многоциклового трехмерного ЭхоКГ-изображения. б – трехмерная пирамида ультразвуковых данных, полученная в результате многоциклового (4 цикла) сканирования. в–и – последовательные изображения пирамид трехмерных данных за каждый сердечный цикл, формирующих пирамиду трехмерных данных большого объема за 6 последовательных циклов.

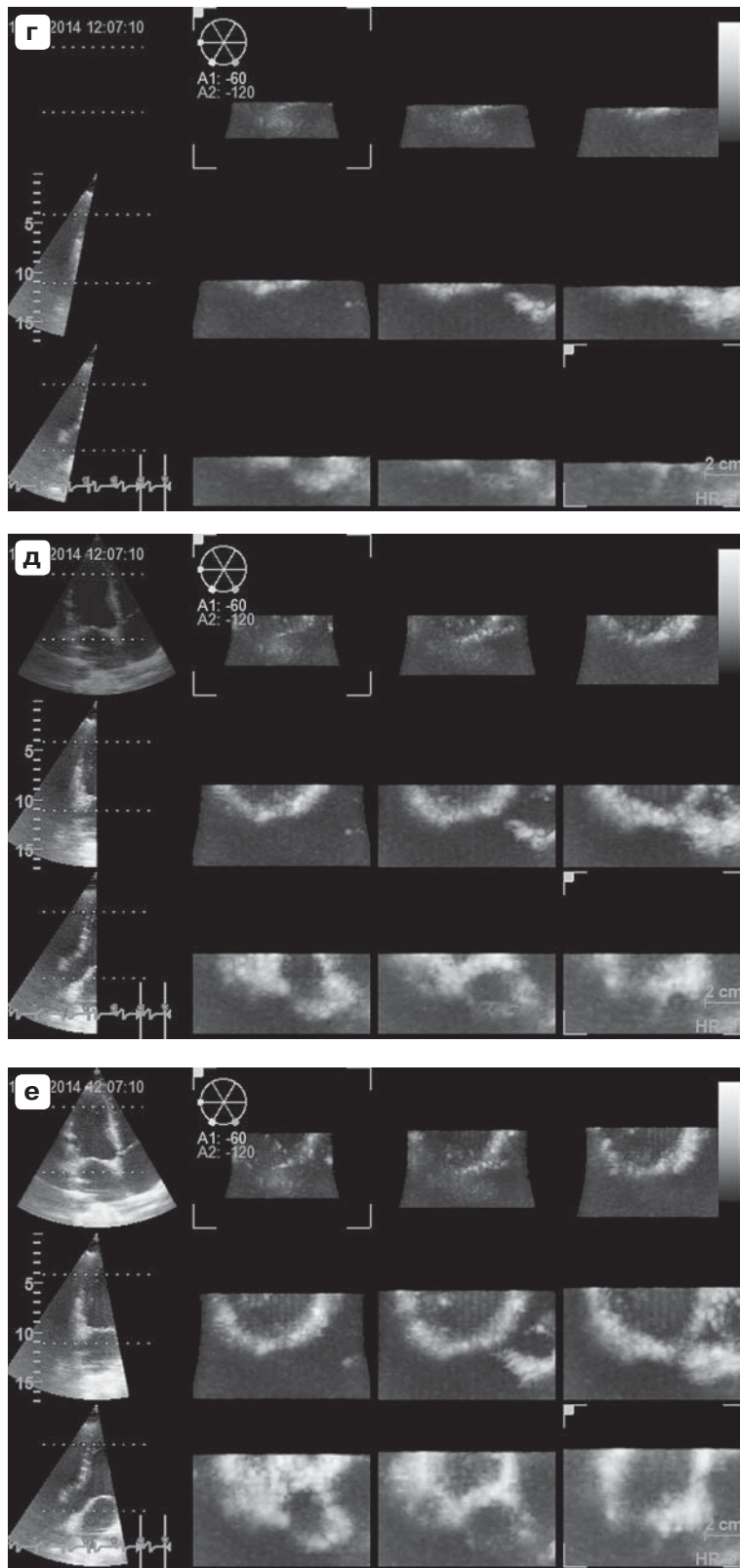


Рис. 2 (продолжение).

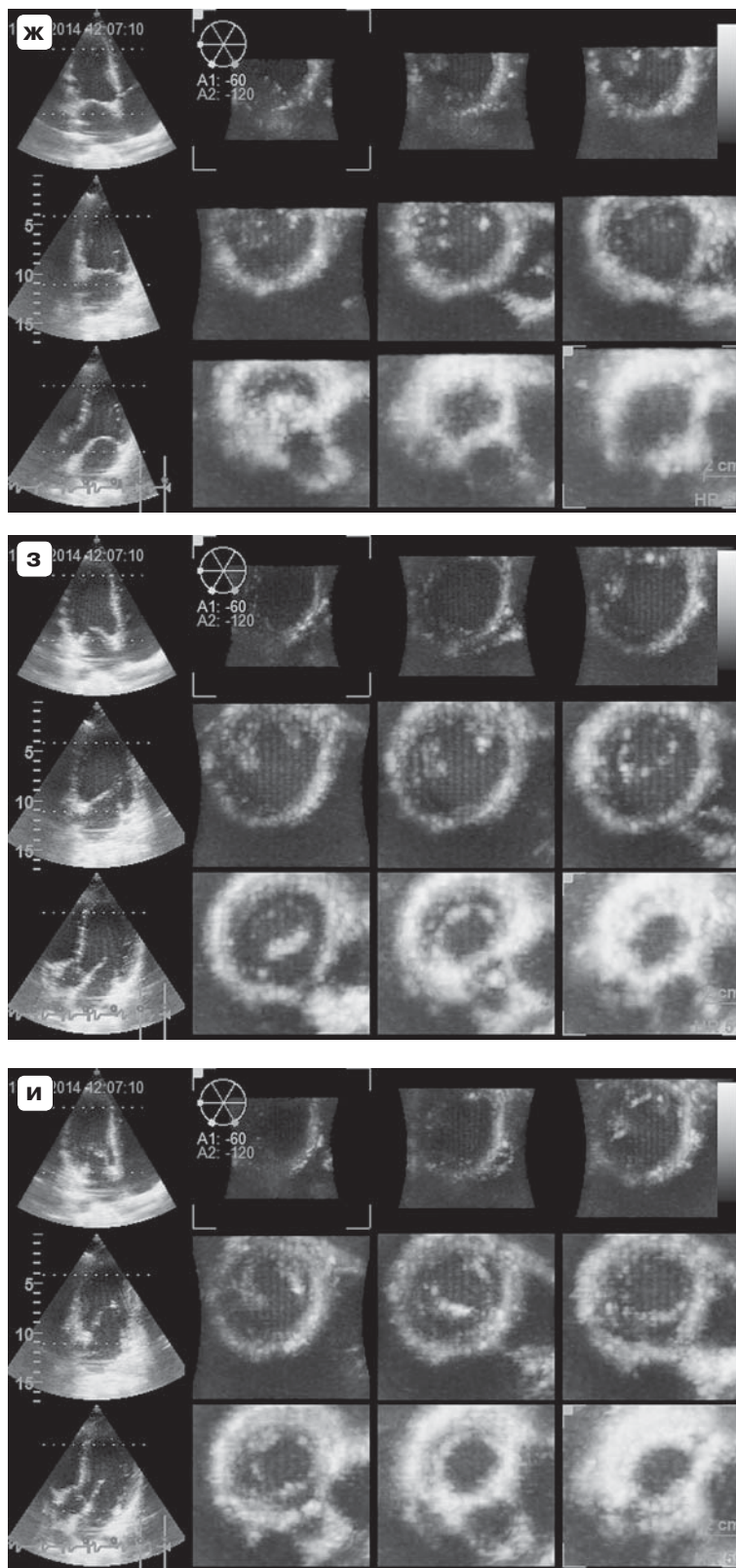
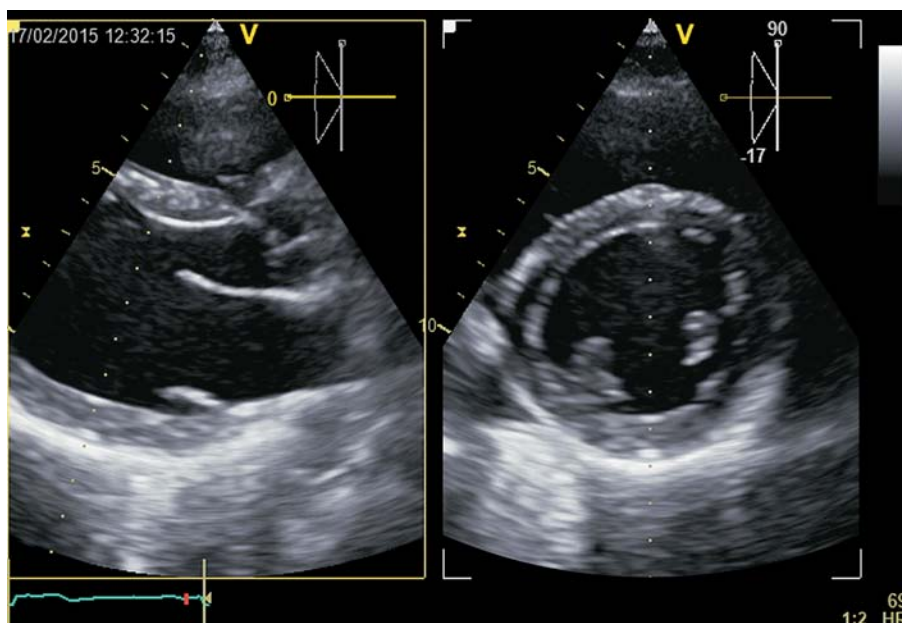


Рис. 2 (окончание).



**Рис. 3.** Биплановое сканирование из парастерального доступа по длинной оси (опорная плоскость) с одновременным изображением сечения левого желудочка на уровне папиллярных мышц по короткой оси в диастолу желудочков.

двухмерным изображением. Важно, что при этом режиме четырехмерного сканирования удастся реализовать максимальное пространственное и временное разрешение.

**Многоплановое сканирование.** Матричные датчики, используемые для трехмерной (четырёхмерной) ЭхоКГ, делают возможным так называемое многоплановое сканирование, при котором достигается одновременное получение двух или трех двухмерных изображений (рис. 3). При этом одно изображение является опорным, или основным. Такое изображение обычно выделяется сплошной цветной рамкой вокруг. Другое изображение или даже два других изображения могут вручную позиционироваться исследователем относительно опорного изображения. В результате на экране одновременно может быть представлено два или даже три синхронных двухмерных изображения сердца. При этом изображения, не являющиеся опорными, помечаются угловыми цветными рамками. Это позволяет получать уникальные двухмерные изображения, которые невозможно получить при использовании обычных ЭхоКГ-доступов.

Многоплановое сканирование позволяет сократить время исследования, необходимое для получения стандартных позиций. Это особенно актуально в ситуациях с ограниченным временем исследования, напри-

мер, при стресс-ЭхоКГ. У больных с расширенным сердцем, когда даже при широком угле сканирования не удастся получить изображение всего левого желудочка, многоплановое сканирование может быть альтернативным способом для оценки функции желудочка. Кроме этого, многоплановое сканирование позволяет регистрировать данные в режиме доплеровской визуализации тканей, что открывает большие перспективы для количественного анализа скоростных и временных параметров движения миокарда и его деформации.

**Трёхмерная ЭхоКГ в режиме реального времени (четырёхмерная ЭхоКГ) в выбранном секторе с увеличением (ZOOM).** Этот режим трехмерного сканирования предназначен для получения усеченного набора трехмерных данных с его произвольным увеличением какой-либо зоны интереса (рис. 4). При этом следует помнить, что при значительном размере зоны интереса может происходить нежелательное снижение пространственного и (или) временного разрешения по сравнению с четырехмерной ЭхоКГ в узком объеме. Поэтому размеры зоны интереса не должны быть очень большими.

**Трёхмерная ЭхоКГ в режиме реального времени (четырёхмерная ЭхоКГ) полного объема.** Этот режим четырехмерного скани-

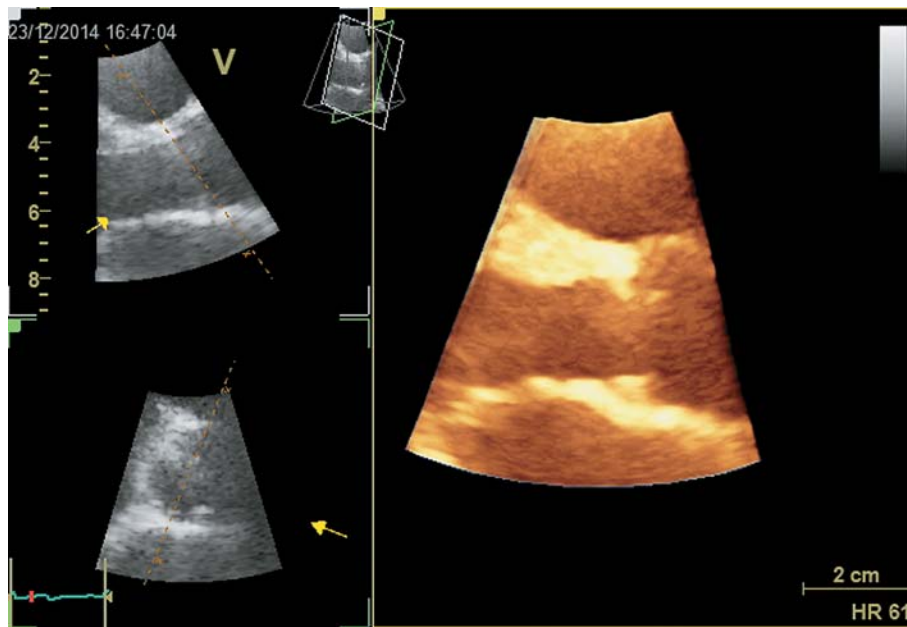


Рис. 4. Трехмерная ЭхоКГ в режиме реального времени в выбранном секторе с увеличением (ZOOM) для прицельного анализа аортального клапана из парастерального доступа.

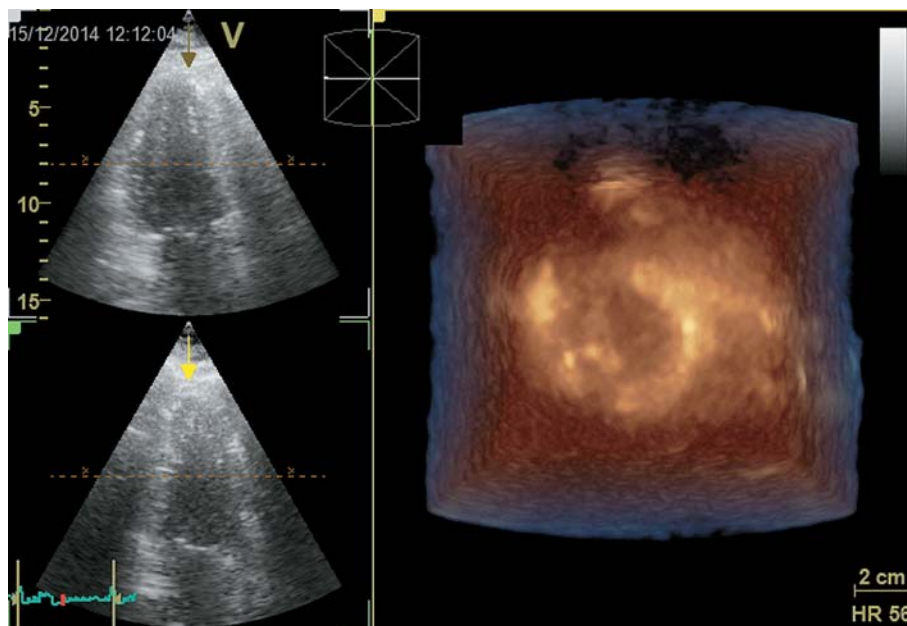


Рис. 5. Трехмерная ЭхоКГ в режиме реального времени полного объема (пирамида трехмерных данных больших размеров записана за один сердечный цикл).

рования предназначен для получения набора трехмерных данных большего объема, который бы позволил охватить всю полость желудочка или даже всего сердца (рис. 5). При этом возможно получение набора данных с углами  $90^\circ$  на  $90^\circ$ , а в некоторых системах за счет уменьшения плотности линий сканирования углы могут быть увеличены

и до  $100^\circ$  на  $100^\circ$ . Неизбежно при получении трехмерных данных такого большого объема будет происходить существенное снижение частоты кадров (снижение временного разрешения).

*Трехмерная ЭхоКГ (четырёхмерная ЭхоКГ) в режиме цветового доплеровского картирования* получается аналогич-

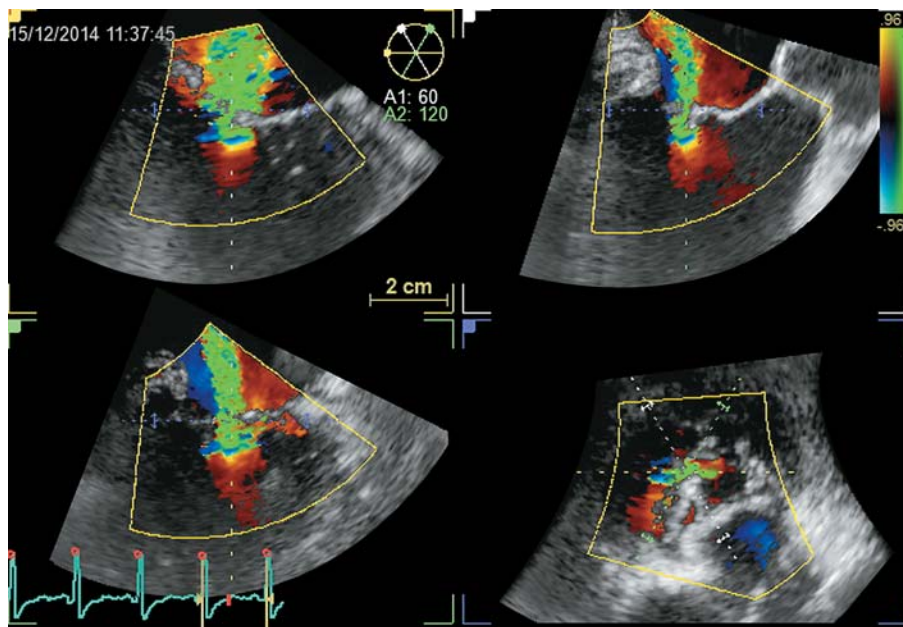


Рис. 6. Трехмерная ЭхоКГ (четырёхмерная ЭхоКГ) в режиме цветового доплеровского картирования была получена за 4 цикла. Выраженная митральная регургитация в трех продольных плоскостях и поперечной плоскости на уровне самой узкой части регургитационного потока.

но трехмерной ЭхоКГ при многоцикловом сканировании, и для получения массива данных потребуется загрузка нескольких последовательных сердечных циклов, синхронизируемых по ЭКГ (рис. 6). Однако современные ультразвуковые системы позволяют собирать данные за 2 сердечных цикла, хотя и за счет уменьшения пространственного разрешения.

#### Проблемы и ограничения при регистрации четырехмерной ЭхоКГ

Очевидна невозможность получения изображений у больных с нарушениями ритма сердца как для многоциклового трехмерной ЭхоКГ, так и для трехмерной ЭхоКГ (четырёхмерной ЭхоКГ) в режиме цветового доплеровского картирования. Следует еще раз отметить, что эти способы трехмерной ЭхоКГ фактически представляют собой реконструкцию из нескольких (2–6 для полного объема и 2–14 для трехмерного цветового доплеровского картирования) объемов, каждый из которых отражает разные объемы для каждого последующего сердечного цикла.

Реконструкция трехмерной пирамиды большего объема, состоящей из нескольких трехмерных пирамид, полученных за не-

сколько последовательных циклов, представляется поначалу неоправданно сложной процедурой набора данных. К сожалению, в ситуациях, когда необходима оценка сердечных структур больших размеров, четырехмерная ЭхоКГ не позволяет этого сделать без снижения пространственного и (или) временного разрешения. В таких ситуациях оправдано использование многоциклового способа трехмерной ЭхоКГ, позволяющего набрать трехмерную информацию за несколько сердечных циклов. Получаемый в результате многоциклового трехмерного сканирования объем ультразвуковых данных пирамидальной формы больших размеров обычно обладает достаточной частотой кадров для оценки и анализа отдельных камер сердца.

Последовательный набор трехмерных данных при многоцикловом сканировании, запускаемый ЭКГ-сигналом, предполагает ряд необходимых технических и физиологических условий. К техническим условиям следует отнести адекватный сигнал ЭКГ с четко дифференцируемым и достаточно высокоамплитудным сигналом от зубца R ЭКГ. Наличие сопоставимого по амплитуде с зубцом R зубца T или P может привести к неправильному набору данных. К физиологическим факторам следует отнести ва-

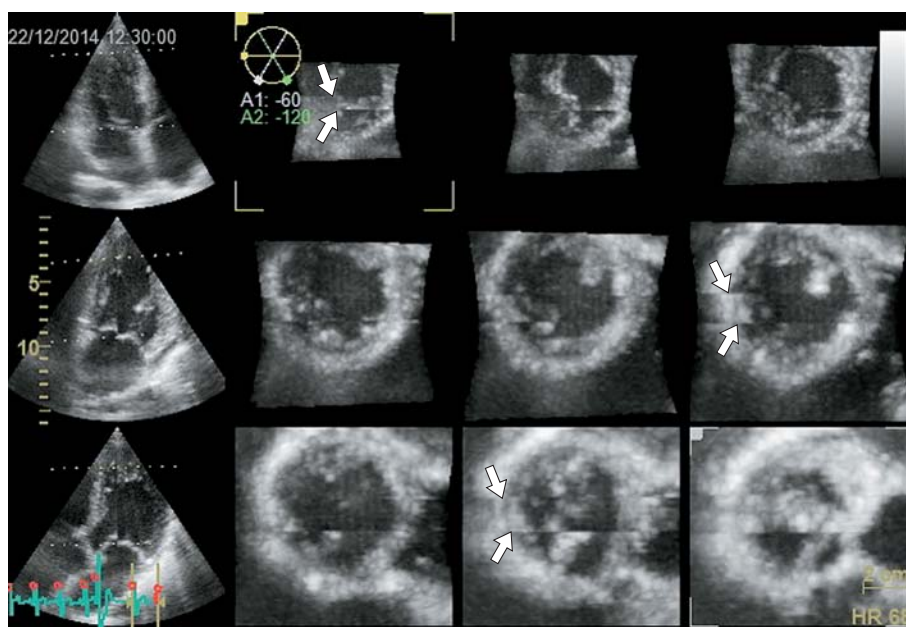


Рис. 7. Трехмерная многоцикловая ЭхоКГ за 6 циклов. Множественные срезы в поперечном направлении позволяют быстро выявить артефакты сшивания данных (показаны стрелками). В данном случае артефакт сшивания обусловлен преждевременным триггером для набора данных из-за экстрасистолы.

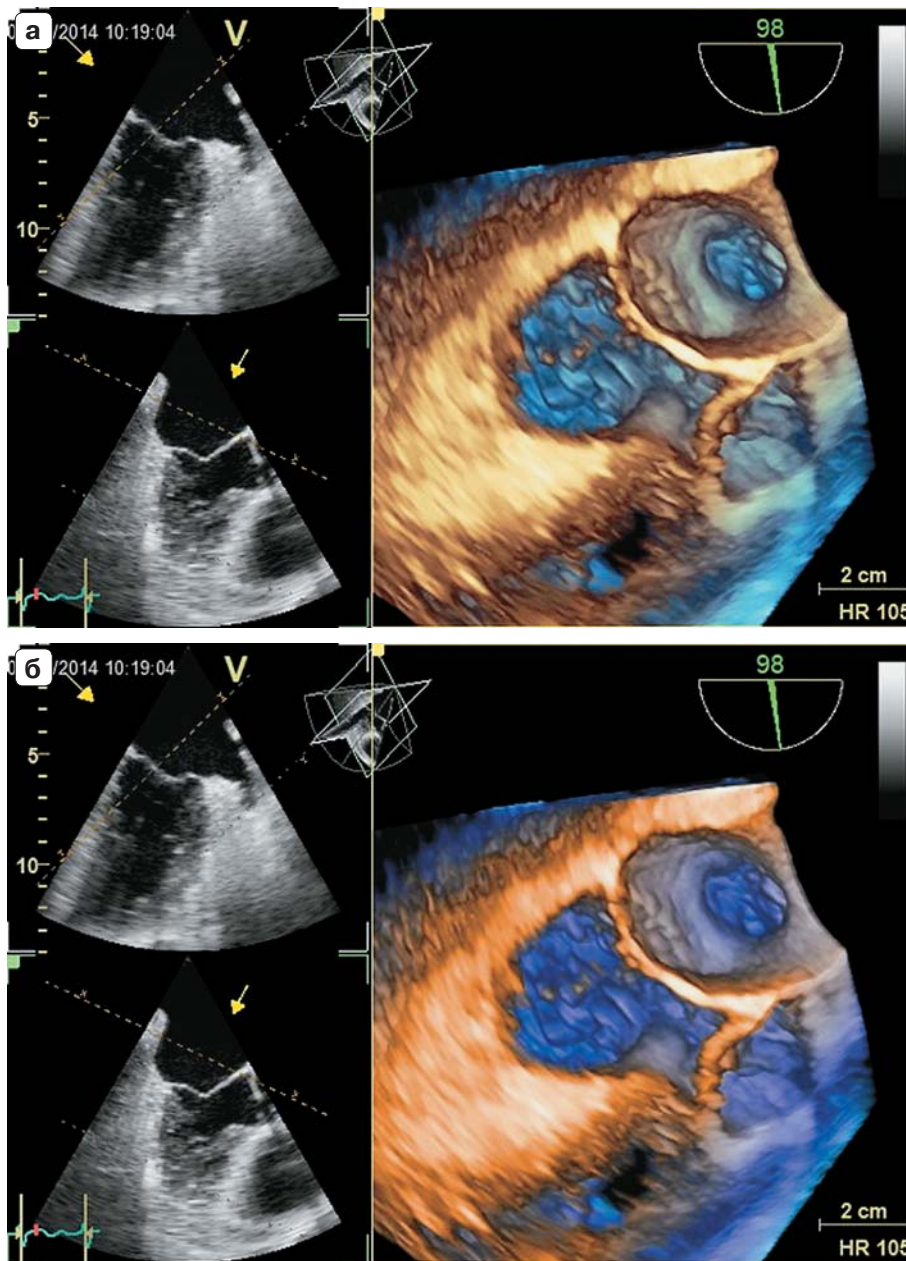
риабельность циклов ЭКГ из-за аритмии и изменение положения сердца при дыхании. Вариабельность циклов ЭКГ и дыхательные движения могут приводить к появлению артефактов сшивания. Чтобы избежать формирования данного вида артефактов, многоцикловое сканирование следует проводить на фоне регулярного ритма и при задержке дыхания. Артефакты сшивания хорошо выявляются при просмотре трехмерного объема данных в плоскости, перпендикулярной плоскости сшивания (рис. 7). Сшивание обычно происходит по той плоскости, которая является опорной при сканировании. Поэтому перед сохранением данных многоциклового сканирования всякий раз лучше перейти в перпендикулярную сканированию плоскость и визуально проконтролировать изображение на отсутствие артефактов сшивания.

При выполнении многоциклового сканирования следует помнить, что чем больше будет выбрано циклов для сканирования, тем больше будут размеры полученной пирамиды. Однако при выборе большого числа сердечных циклов увеличиваются и время сканирования, и вероятность аритмии с увеличением частоты артефактов сшивания.

Для увеличения пространственного разрешения (увеличения числа линий скани-

рования на единицу объема) объем пирамиды должен быть подобран таким образом, чтобы он был достаточным для решения поставленной клинической задачи, но не более того. Значительное увеличение объема пирамиды приведет к уменьшению пространственного разрешения. Наконец, следует помнить о качестве двухмерного изображения. При неоптимальном двухмерном изображении и трехмерное изображение будет неоптимальным. Таким образом, многоцикловое сканирование требует от врача определенного навыка и осознанного стремления получить для решения поставленной клинической задачи достаточный по размеру, пространственному и временному разрешению трехмерный объем данных.

Перед загрузкой данных трехмерного исследования следует таким образом настроить усиление отраженного сигнала (Gain), чтобы двухмерное и трехмерное изображения были оптимальными. Усиление ультразвукового сигнала можно регулировать в двухмерном и трехмерном диапазонах, и его следует подбирать таким образом, чтобы не было выпадения трехмерных данных, но и не было переусиления эхосигнала. При этом регуляторы усиления ультразвукового сигнала следует располагать в диапазоне средних значений. Это необхо-



**Рис. 8.** Колоризация (расцветивание) изображения в трехмерной (четырёхмерной) ЭхоКГ позволяет показать цветами степень удаленности объектов от опорного скана, тем самым создавая ощущение трехмерного объема. Одно и то же изображение расцветено разными оттенками. а – цвета по мере удаления: ярко-желтый, темно-желтый, темно-голубой, голубой. б – цвета по мере удаления: ярко-желтый, темно-желтый, темно-синий, синий.

димый элемент для получения более широких возможностей регулировок трехмерных данных при последующем анализе. Поэтому, если есть необходимость подстройки усиления отраженных сигналов, лучше активнее использовать настройки временно-амплитудного регулятора усиления (TGC), а не усиления отраженного сигнала (Gain).

Шкалы колоризации (расцветивания) изображения в трехмерной (четырёхмерной) ЭхоКГ играют иную роль по сравнению с двухмерной ЭхоКГ. Задача колоризации в трехмерной (четырёхмерной) ЭхоКГ состоит в том, чтобы показать разными цветами степень удаленности объектов от опорного скана, тем самым создавая трехмерный объем (рис. 8). Поэтому колориза-

ция в трехмерной (четырёхмерной) ЭхоКГ обычно ограничена в передаче характеристик тканей сердца (кальцинатов и других гиперэхогенных сигналов) [2].

Следует помнить, что полученные при трехмерном сканировании изображения имеют разную степень пространственного разрешения в зависимости от того, каким образом они соотносятся с основной плоскостью сканирования датчика. В современных трехмерных системах пространственное разрешение по оси сканирования является максимальным, составляя порядка 0,5 мм. В латеральном направлении по отношению к оси сканирования разрешающая способность уменьшается, составляя около 2,5 мм. Наименьшим разрешением будет обладать элевационная плоскость – около 3 мм [3]. В результате изображение с максимальным разрешением следует ожидать при сканировании в азимутальной плоскости. Если же необходимо провести измерения небольших структур, то максимального разрешения при этом можно добиться, направляя ось сканирования в направлении предполагаемого измерения. Например, для измерения толщины межжелудочковой перегородки (МЖП) оптимально выбрать парастернальный доступ с измерениями в азимутальной плоскости по оси сканирования перпендикулярно МЖП. Верхушечные доступы позволяют получить срезы МЖП, аналогичные парастернальным (например, по короткой оси), но так как эти срезы получены из элевационной плоскости сканирования, то они будут иметь существенно меньшее разрешение, и точность измерения толщины МЖП будет меньше.

Для адекватного набора и сохранения трехмерных данных можно выделить несколько последовательных этапов.

1. На первом этапе необходима оптимизация сигнала ЭКГ. Основным элементом для регистрации данных при многоцикловой трехмерной ЭхоКГ является сигнал ЭКГ, который должен быть без помех с доминирующим по амплитуде зубцом R.

2. Оптимизация двухмерного изображения должна включать подбор адекватной глубины и ширины сектора, достаточной для анализа зоны интереса и окружающих эту зону опорных структур, которые помогут в последующем правильно сориентироваться в пространстве. При этом глубина

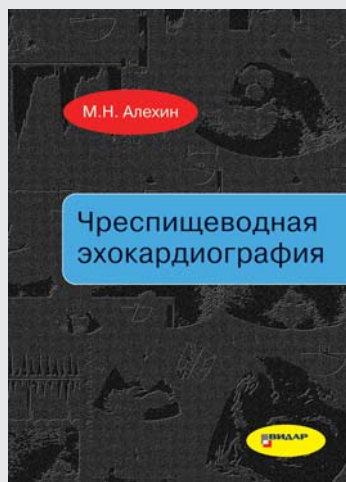
и ширина сектора не должны быть избыточными, чтобы частота смены кадров изображения позволяла иметь достаточное временное разрешение.

3. Особое внимание при двухмерном ультразвуковом исследовании следует уделить настройке общего усиления отраженного сигнала (Gain) и временно-амплитудной регулировке усиления (TGC), о чем уже говорилось выше. Надо отметить, что при рутинном двухмерном ЭхоКГ-исследовании регуляторы временно-амплитудной регулировки усиления (TGC) могут располагаться в любых положениях, так как основным критерием правильного их расположения является качество получаемого двухмерного изображения. При этом положение регулятора TGC ближнего поля может оказаться в диапазоне низких значений, а положение регулятора TGC, соответствующего более дальнему полю или зоне фокуса, может оказаться в диапазоне высоких значений. Такое положение регуляторов может оказаться оптимальным для двухмерного изображения, но для трехмерного изображения целесообразно сместить крайние значения регулятора TGC к средним значениям. Если зоной интереса трехмерного анализа предполагаются тонкие внутрисердечные структуры, например створки аортального клапана, тогда следует использовать несколько избыточное усиление соответствующей зоны.

4. На следующем этапе необходимо выбрать трехмерный режим, который оптимально подойдет для решения поставленной задачи, но с учетом условий исследования и состояния пациента. Многоцикловая трехмерная ЭхоКГ позволяет реализовать максимальную разрешающую способность, но она невозможна при нарушениях ритма, отсутствии ЭКГ-сигнала, затруднениях при задержке дыхания. В таких случаях, а также для контроля во время интервенционных процедур следует использовать трехмерную ЭхоКГ в режиме реального времени.

5. Следующий этап предполагает знание характера патологии и задачи трехмерного исследования. Например, у пациента с клапанной регургитацией для оценки направления регургитирующего потока можно ограничиться режимом многоплоскостного сканирования в режиме цветового доплеровского картирования. Если регургитация

## КНИГИ издательства ВИДАР

М.Н. Алехин  
**ЧРЕСПИЩЕВОДНАЯ  
ЭХОКАРДИОГРАФИЯ**

Книга посвящена методу чреспищеводной эхокардиографии, в основном многоплановой чреспищеводной эхокардиографии, которая в настоящее время является наиболее распространенным вариантом чреспищеводного исследования. Уделено внимание вопросам безопасного использования этого высокоинформативного метода. Подробно анализируются возможные осложнения и меры предосторожно-

сти при выполнении исследования. Приведены основные доступы и позиции при многоплановой чреспищеводной эхокардиографии и способы их выведения, терминология доступов и позиций, а также манипуляций датчиком. Основные ультразвуковые позиции сопоставлены с топографическими сечениями на анатомической модели чреспищеводного симулятора. Описаны сердечные структуры в норме и при различных патологических состояниях. Представлены возможности и ограничения метода, его клиническое значение.

Книга предназначена для врачей функциональной и ультразвуковой диагностики, кардиологов и кардиохирургов, а также для врачей, желающих овладеть методом многоплановой чреспищеводной эхокардиографии, независимо от опыта в проведении трансторакальной эхокардиографии.

**Глава 1.** Чреспищеводная эхокардиография как метод исследования

**Глава 2.** Противопоказания к выполнению чреспищеводной эхокардиографии и возможные осложнения

**Глава 3.** Протокол проведения чреспищеводного эхокардиографического исследования

**Глава 4.** Топическая оценка локальной сократимости левого желудочка

**Глава 5.** Клиническое значение чреспищеводной эхокардиографии

представляется значительной и необходима количественная характеристика ее выраженности, тогда потребуются трехмерные режимы, позволяющие провести количественные измерения *vena contracta* и пр. На этом же этапе следует выбрать подходящий для набора данных доступ, чтобы реализовать максимальную пространственную разрешающую способность осевого сканирования.

6. Немаловажно правильно выбрать размеры трехмерной пирамиды, которая потребуется для последующего анализа. Если предполагается оценка функции желудочка, тогда следует выбрать зону интереса, которая будет полностью включать желудочек. Разумеется, для детальной оценки клапана сердца зона сканирования может ограничиться собственно искомым клапаном и соседними (опорными) структурами для ориентировки. При этом искомый клапан лучше расположить в центре исходного двухмерного изображения, так как размер трехмерной пирамиды может оказаться меньше размеров двухмерного изображения, и структуры на периферии двухмерного изображения могут не попасть в зону данных трехмерной пирамиды.

7. Завершающий этап набора данных трехмерной ЭхоКГ должен включать первичный их анализ для суждения об их адекватности и пригодности для последующей обработки, и это необходимо сделать до момента завершения работы с пациентом. Наиболее универсальным первичным инструментом анализа полученных данных представляется режим множественных срезов в поперечном направлении. При многоцикловой трехмерной ЭхоКГ множественные срезы в поперечном направлении позволяют быстро выявить артефакты сшивания данных и сразу забраковать непригодные данные. Поэтому многоцикловую трехмерную ЭхоКГ лучше сразу выполнять в режиме множественных срезов в поперечном направлении. При трехмерной ЭхоКГ в режиме реального времени множественные срезы в поперечном направлении позволяют визуализировать пределы пространственного разрешения трехмерной пирамиды.

Таким образом, набор данных при трехмерной ЭхоКГ предполагает целенаправленный и последовательный процесс, который должен выполняться осознанно, исходя

из технических возможностей и ограниченный трехмерной ЭхоКГ с учетом условий исследования и поставленных задач.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Саидова М.А., Рогоза А.Н., Беленков Ю.Н. Первый опыт применения “живой” трехмерной эхокардиографии в России // Кардиология. 2004. Т. 44. № 5. С. 100–104.
2. Badano L.P., Boccacini F., Muraru D. et al. Current clinical applications of transthoracic three-dimensional echocardiography // J. Cardiovasc. Ultrasound. 2012. V. 20. No. 1. P. 1–22.
3. Lang R.M., Badano L.P., Tsang W. et al. EAE/ASE recommendations for image acquisition and display using three-dimensional echocardiography // Eur. Heart J. Cardiovasc. Imaging. 2012. V. 13. No. 1. P. 1–46.

## ***Data Registration in Three-Dimensional Echocardiography***

*M.N. Alekhin*

*Central Clinical Hospital of the Presidential Administration  
of the Russian Federation, Moscow*

*Education and Research Medical Center subordinate to the Affair  
Management Department of the President of Russian Federation, Moscow*

*M.N. Alekhin – M.D., Ph.D., Head of Functional Diagnostics Department, Central Clinical Hospital of the Presidential Administration of the Russian Federation; Professor, Division of Cardiology and Functional Diagnostics, Education and Research Medical Center subordinate to the Affair Management Department of the President of Russian Federation.*

*Three-dimensional echocardiography is important and at the same time complicated method of three-dimensional data analysis. Adequate registration of data considering the aims of following analysis is necessary for its comprehensive use. Currently, four-dimensional echocardiography offers a wide range of data registration methods according to the study aims. Article presents review of main registration methods for four-dimensional echocardiography data. Advantages and disadvantages of these methods are analyzed.*

**Key words:** *echocardiography, three-dimensional, and real-time.*