

AIN 29  
OMP 70  
91BPM  
6CM

# Essential Echocardiography

**SECOND EDITION**

**Alisdair Ryding**

**BSc(Med Sci)Hons, MBChB(Hons), MRCP (UK), PhD**

Consultant Cardiologist, Norfolk and  
Norwich University Hospital; Honorary Consultant  
Cardiologist, James Paget University Hospital, Norwich, UK

*With a contribution by*

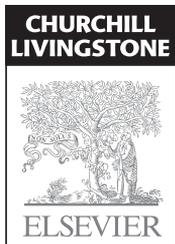
**James Newton MRCP, MD**

Consultant Cardiologist and Clinical Lead for Echocardiography,  
Oxford University Hospitals NHS Trust, Oxford, UK

**Sayeh Zielke MD, MBA, FRCPC**

Cardiac Imaging Fellow, John Radcliffe Hospital, Oxford, UK

*For Christine, Grace, Eleanor, Beatrix and my parents*



Edinburgh London New York Oxford Philadelphia St Louis Sydney Toronto 2013



# Эхокардиография

## Практическое руководство

**Элисдэйр Райдинг**

*Перевод с английского*

*Пятое издание*

*Посвящается Christine, Grace, Eleanor, Beatrix и моим родителям*



Москва  
«МЕДпресс-информ»  
2021

УДК 616.12-008.3-073.96  
ББК 54.101  
Р18

*Все права защищены. Никакая часть данной книги не может быть воспроизведена в любой форме и любыми средствами без письменного разрешения владельцев авторских прав.*

*Перевод с английского: Д.А.Струтынский, В.Ю.Халатов.*

**Райдинг, Элисдэйр.**

Р18 Эхокардиография. Практическое руководство / Элисдэйр Райдинг ; пер. с англ. – 6-е изд. – М. : МЕДпресс-информ, 2023. – 272 с. : ил.  
ISBN 978-5-907632-65-3

Практическое руководство содержит основные сведения по теории и практике эхокардиографии. Информация систематизирована и четко структурирована, представлено большое количество иллюстраций с комментариями, прилагаются онлайн-видеоматериалы с изображениями движущегося сердца. По ходу всей книги сделан акцент на интерпретации данных и отчете о полученных результатах. Издание можно использовать как практическое пошаговое руководство для начинающих специалистов. Раздел, содержащий задания для самоконтроля, будет полезен для закрепления полученных навыков интерпретации эхокардиограмм.

Издание предназначено для врачей, осваивающих метод эхокардиографии, врачей-ординаторов и студентов старших курсов медицинских вузов.

УДК 616.12-008.3-073.96  
ББК 54.101

Издатель и Elsevier Limited не гарантируют, а также не подтверждают качество или ценность включенных в данное издание рекламируемых товаров или услуг либо достоверность любого из представленных заявлений, сделанных рекламодателями относительно этих товаров или услуг.

ISBN 978-0-7020-4552-3

© 2013 Elsevier Ltd. All rights reserved. This edition of *Essential Echocardiography, 2<sup>nd</sup>* by Alisdair Ryding, BSc, MBChB, MRCP, PhD is published by arrangement with Elsevier Limited.

ISBN 978-5-907632-65-3

© Издание на русском языке, перевод на русский язык, оформление, оригинал-макет. Издательство «МЕДпресс-информ», 2021

# Введение

Эхокардиография (ЭхоКГ) – высокоэффективный метод исследования, позволяющий получить большой объем ценной информации о структуре и функции сердца. В отличие от других методов визуализации он не причиняет боли пациенту, не требует много времени, безопасен и имеет низкую стоимость. Размеры ультразвуковых сканеров продолжают уменьшаться, что облегчает их использование в целом ряде экстренных ситуаций, а также во внебольничных условиях. Неудивительно, что ЭхоКГ вызывает огромный интерес у врачей, и спрос на обучение этому методу исследования неуклонно растет среди специалистов широкого спектра.

ЭхоКГ требует определенных навыков, и в этом смысле выполнение ее при недостаточной «бдительности» чревато целым рядом ошибок. Как получить изображение высокого качества? Как отличить нормальную картину от патологической? Правильно ли вы проводите измерения и корректен ли ваш диагноз? «*Эхокардиография*» дает ответы на все эти вопросы. Это практическое руководство, дающее возможность начинающему специалисту чувствовать себя уверенно и независимо при выполнении ультразвукового исследования. В первых главах книги описываются принципы УЗИ и рассматриваются практические аспекты его выполнения и оптимизации. Остальные главы посвящены исследованию камер сердца, сердечных клапанов и некоторых экстракардиальных структур в норме и при патологии. В книгу включены новые главы по трехмерной ЭхоКГ и диагностике патологии правого желудочка, а также более 200 сонограмм для иллюстрации новейших данных в этой области.

Особенно выделены знания и навыки, которые необходимы для интерпретации ультразвуковых изображений, описания их и формулирования диагноза. Для этого в книгу включен медиаконтент. Наконец, мною создано 100 интерактивных тестовых вопросов, дающих возможность обучающимся оценить свои знания, лучше понять материал и развить диагностические навыки.

**Alisdair Ryding**  
Норидж, Великобритания

# Что такое эхокардиография?

Эхокардиография (ЭхоКГ) представляет собой метод визуализации структуры и функции сердца с помощью специального ультразвукового оборудования. Это чем-то напоминает гидролокацию, при которой для определения положения объекта используются характеристики отраженных от него звуковых волн (отсюда и термин «эхо»).

Для того чтобы работать на ультразвуковом медицинском оборудовании, нет необходимости иметь детальные знания о физике ультразвука или тонкостях работы самой аппаратуры. Однако для того, чтобы исследование было максимально информативным, следует получить представление об основных принципах ее работы, возможностях и ограничениях метода.

## Основные принципы

Для ЭхоКГ используются звуковые волны высокой частоты (обычно – более 1,5 МГц), которые не воспринимаются человеческим ухом (>20 кГц). Эхокардиографический датчик содержит пьезоэлектрические кристаллы (керамический материал), вибрирующие с высокой частотой при прохождении через них электрического тока и, наоборот, генерирующие электрический ток при попадании на них отраженных УЗ-волн. Таким образом, они трансформируют электрическую энергию в энергию ультразвука, а энергию ультразвука – обратно в электрический ток, поэтому датчик играет двойную роль генератора и приемника УЗ-волн.

Основными физическими характеристиками УЗ-волны являются ее длина ( $\lambda$ , расстояние между одинаковыми точками соседних циклов волны; рис. 1.1), частота ( $f$ , число циклов волны в секунду) и скорость ( $v$ , направление и скорость распространения). Взаимосвязь между этими параметрами описывается простым уравнением:  $v = f \cdot \lambda$ .

Скорость распространения УЗ-волны зависит от физических свойств (плотности) среды. В мягких тканях (таких как сердечная мышца) УЗ распространяется со скоростью 1540 м/с, в костях – быстрее, а в воздухе – намного медленнее. По мере следования через ткани тела УЗ-волны достигают границ раздела сред с различной плотностью, где происходит их отражение, рассеивание и преломление – подобно тому, как это случается со светом при прохождении через стекло (рис. 1.2). Часть отраженных УЗ-волн распространяет-

## СОДЕРЖАНИЕ ГЛАВЫ

Основные принципы 11

Эхокардиографические режимы 13

Двухмерная визуализация 13

Трехмерная визуализация 13

Визуализация в М-режиме 13

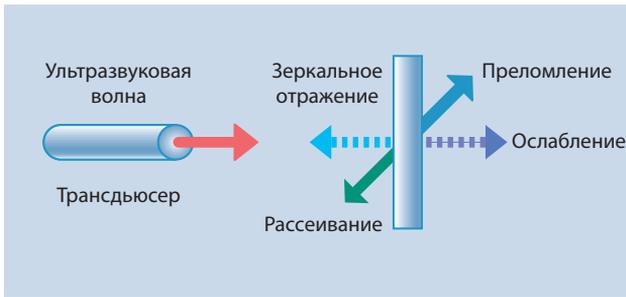
Допплер-эхокардиография 14

Рис. 1.1



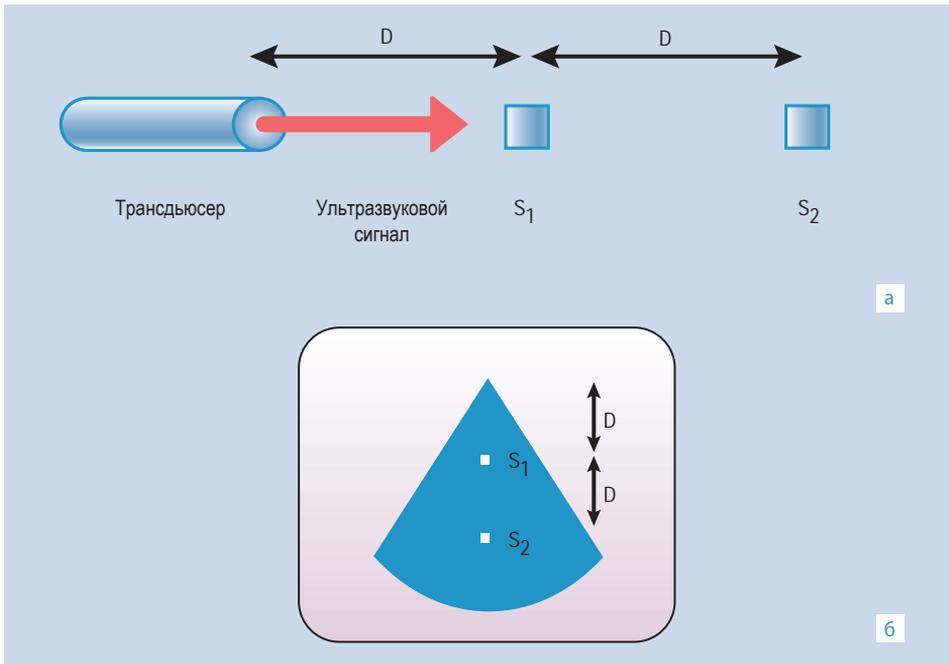
Длина волны.

Рис. 1.2



**Взаимодействие ультразвука с тканями.** Ультразвуковая волна, сгенерированная трансдьюсером (*красная стрелка*), сталкивается с объектом под прямым углом. При этом она может отразиться от него в обратном направлении (*зеркальное отражение, голубая пунктирная стрелка*) или рассеяться в других направлениях (*зеленая стрелка*). Проникнув внутрь объекта, волна подвергается ослаблению (*синяя пунктирная стрелка*) и изменяет направление своего распространения (*рассеивание, синяя сплошная стрелка*).

Рис. 1.3



**Определение относительного расстояния.** (а) Время, прошедшее между испусканием УЗ-волны и возвращением отраженного сигнала, позволяет рассчитать расстояние ( $D$ ) между объектами. В данном примере если ультразвуковая волна сгенерирована трансдьюсером (*красная стрелка*), то время, необходимое для того, чтобы сигнал, отраженный от объекта  $S_2$ , вернулся к датчику, будет в 2 раза больше времени, необходимого для возвращения сигнала, отраженного от объекта  $S_1$ . (б) Визуальное представление объектов  $S_1$  и  $S_2$  на экране эхо-аппарата: подразумевается, что трансдьюсер находится в верхушке треугольного сектора.

ся назад и воспринимается датчиком, что позволяет реконструировать изображение сердца. Для этого рассчитывается время, необходимое, чтобы волна смогла достичь данной структуры сердца и вернуться обратно: чем больше этот временной интервал, тем дальше от датчика находится данная структура (рис. 1.3). Таким образом, для постоянного отображения происходящих в сердце событий УЗ-аппарат непрерывно обрабатывает данные, поступающие от датчика, воспринимающего отраженные УЗ-волны.

Известно, что перикард, эндо-/эпикард и клапанные структуры сердца очень хорошо отражают ультразвук («зеркальное отражение»), в то время как сердечная мышца в значительной степени его рассеивает, а кровь почти не отражает. Эти различия в интенсивности сигналов позволяют легко определять границу между кровью и сердечной мышцей в ходе исследования.

## Эхокардиографические режимы

### Двухмерная визуализация

Наиболее интуитивно понятным режимом эхокардиографии является двухмерная визуализация, часто именуемая В-режимом, позволяющая в реальном масштабе времени получать двигающиеся изображения сердца в различных поперечных сечениях. Существует несколько технических способов такой визуализации, однако в большинстве современных ЭхоКГ-аппаратов эта функция реализована путем циклической активации и деактивации множества пьезоэлектрических кристаллов, содержащихся в датчике. Во время каждого цикла генерируется серия УЗ-лучей, распространяющихся рядом друг с другом в определенном плоском секторе пространства, в результате чего реконструируется двухмерное плоскостное изображение сердца в определенном сечении (рис. 1.4). Повторение этого процесса десятки раз в секунду позволяет получить двигающееся изображение сердца. Качество визуализации определяется числом генерируемых УЗ-лучей (обычно более 100 на сектор) и частотой их повторения (как правило, около 100 раз в секунду).

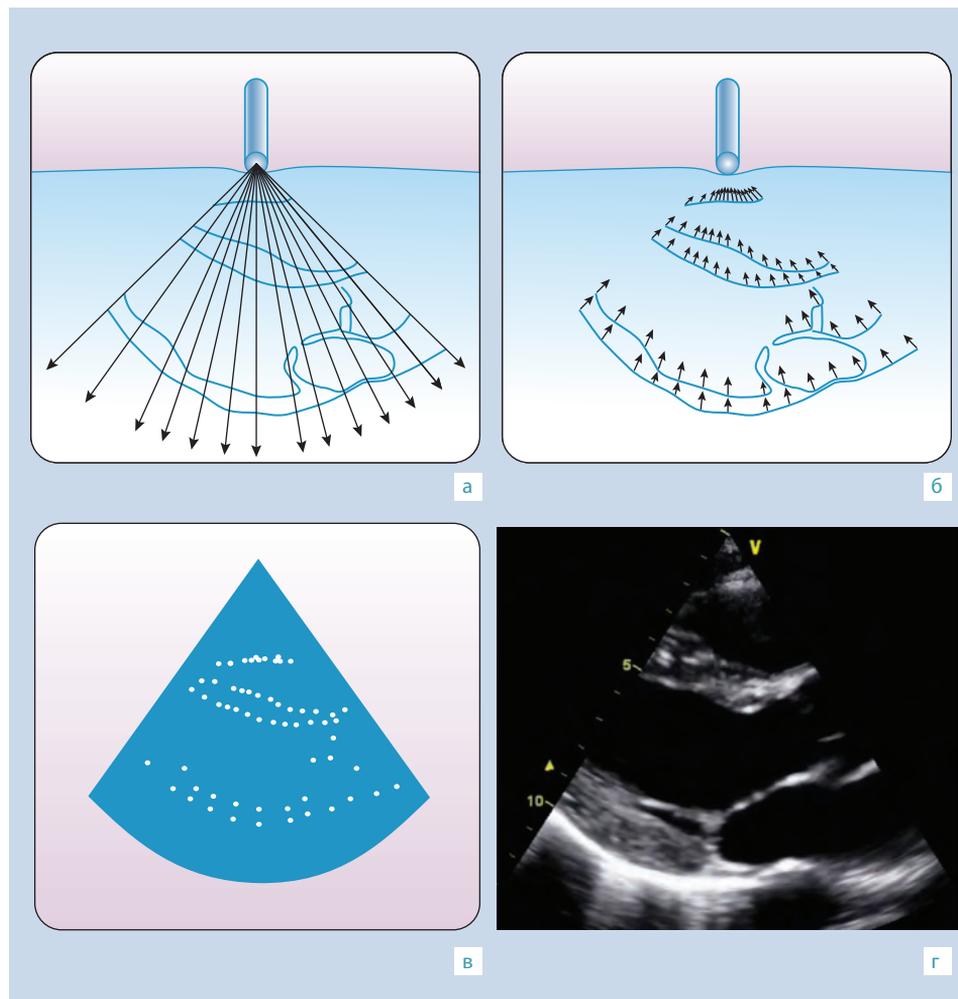
### Трехмерная визуализация

В настоящее время стала возможной и все чаще применяется в клинической практике трехмерная ЭхоКГ в реальном времени. Она подробно рассмотрена в главе 21.

### Визуализация в М-режиме

Первое время этот метод визуализации был единственным доступным режимом эхокардиографического исследования. Для этого с помощью небольшой группы пьезокристаллов генерируется узкий УЗ-луч, что позволяет проанализировать расстояние от подлежащих структур до датчика. Для направления УЗ-луча через интересующие структуры сердца используются двухмерные изображения. Луч генерируется с очень высокой частотой (несколько тысяч раз в секунду), а результаты анализа расстояния от датчика до структур сердца каждый раз выводятся на экран монитора и «развертываются» во времени (рис. 1.5). Неоспоримым преимуществом данного режима является очень высокая частота кадров, что при исследовании двигающихся структур позволяет добиваться очень хорошего пространственного разрешения и, следовательно, способствует более точным измерениям размеров сердца. Недостатком М-режима является сложность интерпретации отдельных изображений, а также зависимость достоверности результатов исследования от техники измерения и правильности выбора направления УЗ-луча.

Рис. 1.4

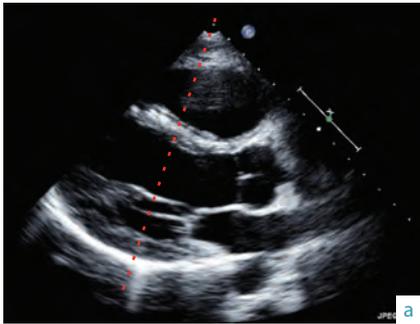
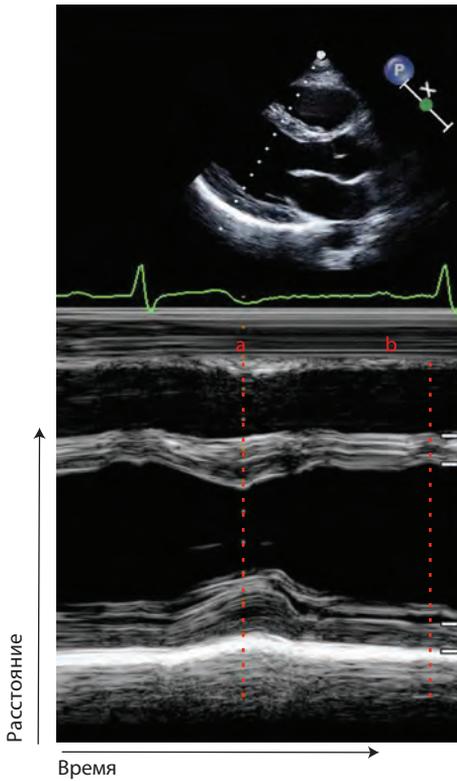


**Принцип двухмерной визуализации.** (а) Множество ультразвуковых лучей, генерируемых трансдьюсером и последовательно испускаемых в различных направлениях, образуют ультразвуковую дугу, распространяющуюся через структуры грудной клетки, включая сердце. (б) На границе раздела сред с разной акустической плотностью (кровь/ткань) ультразвуковые волны рассеиваются и отражаются, частично возвращаясь к трансдьюсеру. (в) Относительное позиционирование в пространстве и измерение времени для каждого из отраженных сигналов позволяет «построить» двухмерное изображение сердца на экране аппарата. Естественно, увеличение числа УЗ-лучей приведет к увеличению качества получаемого изображения. (г) Реальное двухмерное изображение сердца.

## Допплер-эхокардиография

Допплер-эхокардиография (доплер-ЭхоКГ) – это метод оценки направления и скорости потока крови. Клетки крови точно так же отражают ультразвуковые волны, как и другие ткани, однако – поскольку эритроциты постоянно движутся в потоке – частота отраженной ультразвуковой волны меняется. Такое искажение частотного спектра волн, исходящих или отраженных от движущегося объекта, известно под названием доплеровского сдвига (эффект Доплера); мы часто сталкиваемся с этим феноменом в быту, например, когда слышим меняющийся по высоте (т.е. по частоте) звук проносающегося мимо железнодорожного состава по мере его приближения и отдаления (рис. 1.6). Поскольку частота

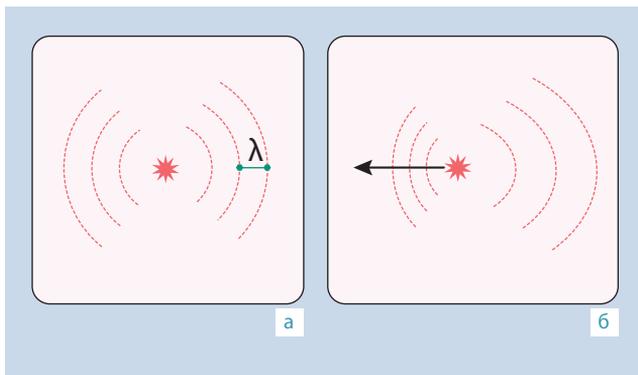
Рис. 1.5



**Регистрация изображения в М-режиме.** Для получения информации относительно расстояния структур от трансдюсера и формирования изображения в М-режиме используется один узкий УЗ-луч. Обычно направление этого луча (красная пунктирная линия) выбирают, ориентируясь по двумерным изображениям. При этом на экране формируется графическое изображение, отражающее изменение расстояний от точек объекта (сердца) до трансдюсера в зависимости от времени. На рисунке красным пунктиром показана взаимосвязь картины в М-режиме с изображениями систолы и диастолы на двухмерных изображениях (а и б).

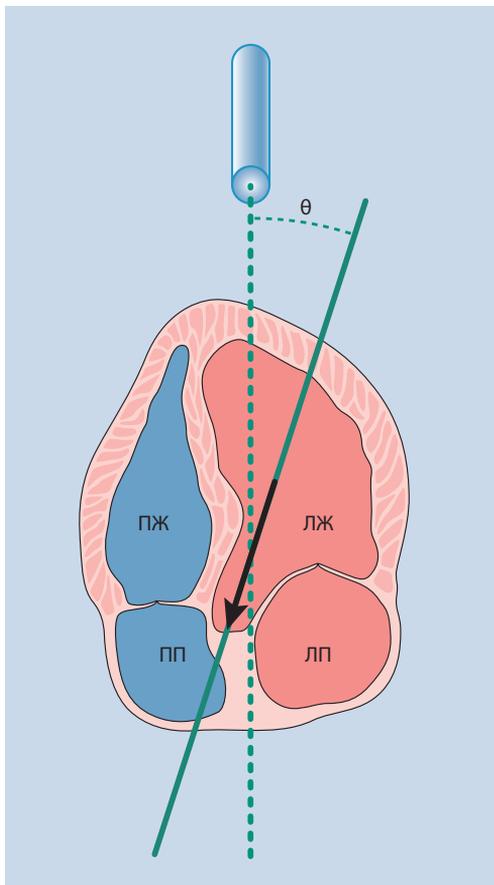
генерируемой УЗ-волны является величиной постоянной, то изменение частоты отраженной волны несет информацию о направлении и скорости потока крови: нарастание частоты волны указывает на движение потока крови по направлению к датчику, а величина этого нарастания свидетельствует о скорости кровотока. При этом, естественно, может быть распознан только тот компонент (вектор) потока, который параллелен УЗ-лучу (рис. 1.7); если же поток крови направлен перпендикулярно к УЗ-лучу, то распознать его невозможно. Взаимосвязь между величиной доплеровского сдвига, скоростью и направлением потока крови представлена в Приложении 2.

Рис. 1.6



**Принцип Доплера.** (а) Стационарный источник (звездочка) генерирует звуковые волны определенной длины ( $\lambda$ ) (пунктирные полукруглые линии). (б) Если источник движется влево, то длина волны, распространяющейся в этом же направлении, уменьшается, а частота увеличивается. Напротив, характеристики волны, распространяющейся в противоположном направлении, претерпевают обратные изменения: длина волны увеличивается, а частота уменьшается.

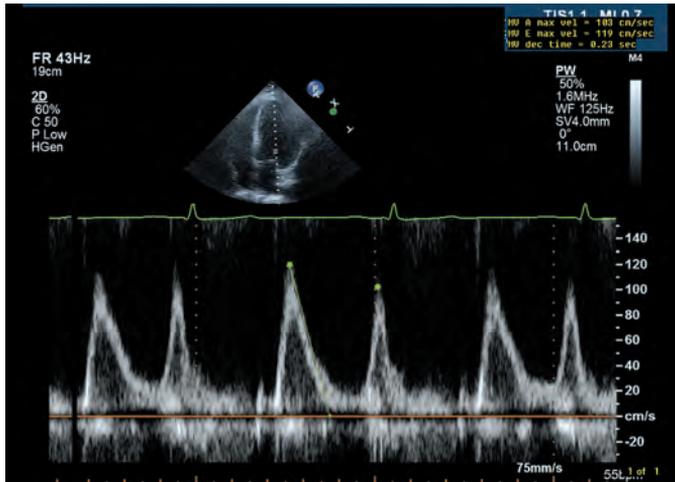
Рис. 1.7



**Эффект выравнивания УЗ-луча.** Представлено схематичное изображение сердца в апикальном 5-камерном сечении. Стрелкой показано направление потока крови, покидающей левый желудочек через выходной тракт с определенной скоростью ( $v$ ). Пунктирной линией показано направление доплеровского ультразвукового луча, расположенного под углом  $\theta$  по отношению к оси потока крови. До тех пор, пока величина угла  $\theta$  не превышает  $20^\circ$ , ошибка в измерении скорости кровотока остается ничтожно малой. ПЖ – правый желудочек, ПП – правое предсердие, ЛЖ – левый желудочек, ЛП – левое предсердие.

Современные УЗ-аппараты позволяют проводить доплер-ЭхоКГ в трех основных режимах: импульсно-волновом, постоянно-волновом и режиме цветового картирования потока. Импульсно- и постоянно-волновой режимы иногда объединяются единым термином «спектральная доплерография».

Рис. 1.8



**Импульсно-волновая доплерография.** Импульсно-волновое доплеровское исследование используется для изучения кровотока через митральный клапан. Обратите внимание, что кровоток имеет относительно небольшую скорость и преимущественно ламинарный характер.

### Импульсно-волновая (ИВ) доплерография

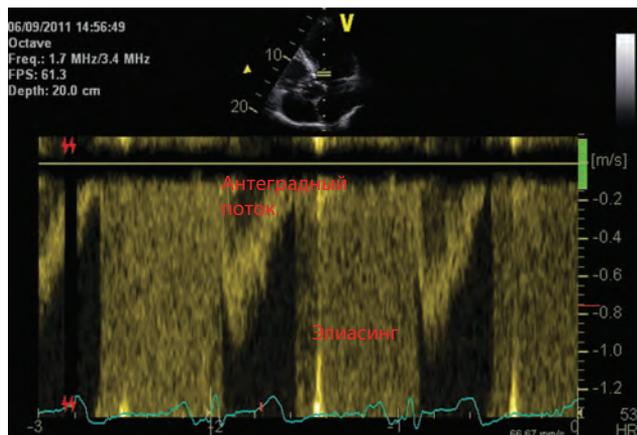
Как видно из самого названия, для ИВ-доплерографии применяются отдельные группы (импульсы) ультразвуковых волн, следующие друг за другом с небольшими интервалами, во время которых датчик воспринимает отраженный сигнал. Соотношение продолжительности волновых импульсов и паузы между ними оптимизируется таким образом, чтобы анализировать кровоток именно в выбранной оператором области пространства. Получаемая информация выводится на экран монитора в виде графика зависимости скорости потока (ось  $y$ ) от времени (ось  $x$ ), причем традиционно в области положительных значений отражается скорость потока, направленного в сторону датчика (рис. 1.8).

Прекрасное пространственное разрешение ИВ-доплерографии достигается в ущерб скоростному разрешению (обычно данный режим позволяет адекватно оценивать потоки, движущиеся со скоростями, не превышающими 1,6 м/с). Этим порогом обусловлен феномен разворота доплеровского спектра (aliasing), когда направление высокоскоростного потока крови кажется обратным истинному. Графически это выражается в кажущемся развороте спектрального сигнала вокруг оси времени ( $x$ ) и появлении его изображения на противоположной стороне дисплея (рис. 1.9). Скорость потока, при которой возникает данный артефакт, зависит от частоты повторения ультразвуковых импульсов (т.е. числа импульсов в секунду), поскольку именно этим определяется максимальная величина доплеровского сдвига частоты, которую способен распознать данный аппарат (предел Найквиста [Nyquist limit]). С технической точки зрения, появление феномена разворота доплеровского спектра имеет несколько причин, однако известно, что предел Найквиста равен половине частоты повторения импульсов.

Эффект разворота доплеровского спектра наблюдается, когда величина доплеровского сдвига частоты сигнала превышает предел Найквиста. При этом максимальную скорость потока, при которой этот эффект еще не возникает, можно несколько увеличить при использовании более низкочастотного датчика или путем уменьшения глубины проникновения УЗ-волн (что сопровождается увеличением частоты повторения УЗ-импульсов).

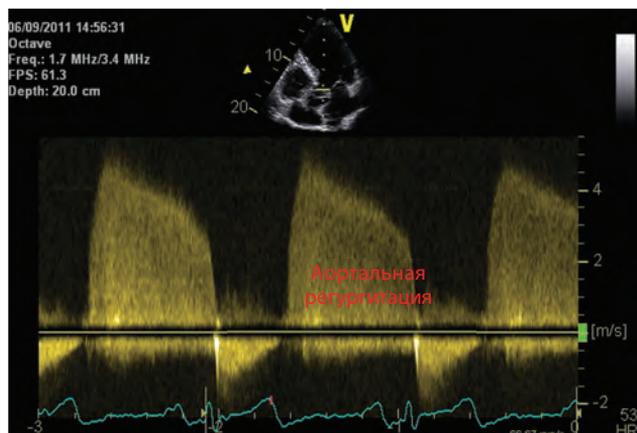
ИВ-доплерография применяется для исследования низкоскоростных потоков крови на митральном клапане, в выходных трактах левого и правого желудочков, в легочных и печеночных венах. Этот метод используется также для различных гемодинамических расчетов. В ламинарном потоке подавляющее большинство клеток крови имеет одинаковую скорость, поэтому доплеровский спектр графически отражается на дисплее в виде одиночной и хорошо различимой линии (см. рис. 1.8). В противоположность этому, в турбулентном потоке скорость и направление движения отдельных клеток крови сильно от-

Рис. 1.9



**Элиасинг (aliasing), или феномен разворота доплеровского спектра.** При импульсно-волновой доплерографии в области выходного тракта левого желудочка в систолу определяется антеградный кровоток (направленный в противоположную от датчика сторону). Скорость другого потока, регистрируемого в той же области, но уже в диастолу – потока аортальной регургитации, направленного в сторону к датчику, – превышает предел Найквиста (1,2 м/с), вследствие чего спектральный сигнал как бы «поворачивается вокруг изолинии» (артефакт смещения спектра), заставляя ошибочно предположить наличие антеградного потока, как и в систолу.

Рис. 1.10



**Постоянно-волновая доплерография.** Тот же пациент, что и на рисунке 1.9. Постоянно-волновое доплеровское исследование использовано для измерения скорости кровотока через аортальный клапан. Обратный кровоток, правильно отражаемый на дисплее и соответствующий почти 5 м/с на шкале скорости кровотока.

личаются, поэтому доплеровский спектр изображается в виде области, заполненной изнутри отдельными точками (чем-то напоминающей облако).

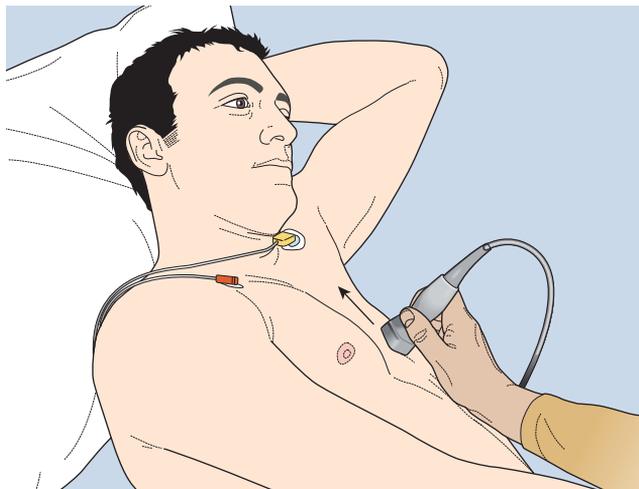
### Постоянно-волновая (ПВ) доплерография

Вышеописанные ограничения адекватно распознаваемой скорости потока, характерные для ИВ-доплерографии, исчезают при непрерывной эмиссии УЗ-волны. Это, однако, происходит в ущерб пространственному разрешению, поэтому оказывается невозможным точно указать, где именно по ходу УЗ-луча находится выявленный поток крови. Например, с помощью ПВ-доплерографии невозможно различить потоки крови через отверстие клапана аорты или стенозированный выходной тракт ЛЖ. Между тем, тщательное позиционирование курсора на двухмерном изображении под контролем цветовой доплерографии потока обычно позволяет однозначно интерпретировать данные ПВ-доплерографии (рис. 1.10). Эта методика применяется, как правило, для измерения градиента давления на стенозированных клапанах.

### Цветовое (доплеровское) картирование потока

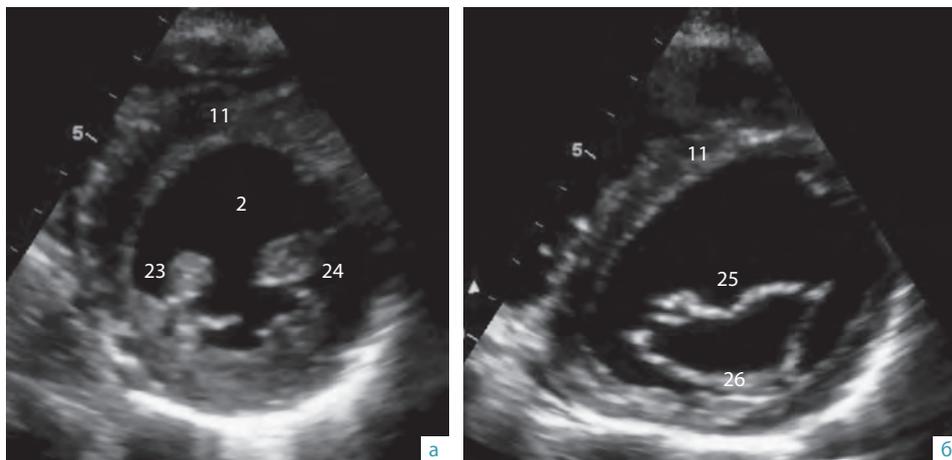
При цветовом картировании потока данные ИВ-доплерографии, полученные на большой его площади, выводятся на дисплей в виде пиктографического цветного изображения. Это

Рис. 2.7

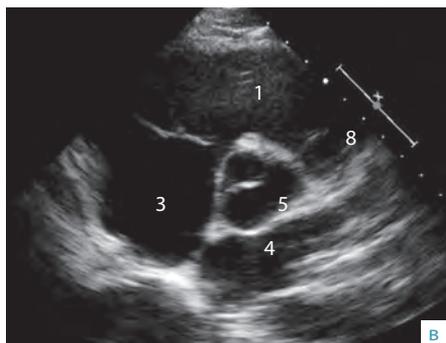


**Регистрация изображения в парастеральном сечении по короткой оси.** По отношению к позиции для исследования в парастеральном сечении по длинной оси датчик повернут на  $90^\circ$  вокруг своей оси по часовой стрелке. Теперь маркер датчика обращен к левому плечевому суставу пациента (стрелка).

Рис. 2.8



**Парастеральное сечение по короткой оси.** (а) Уровень средней части желудочков. (б) Уровень митрального клапана. (в) Уровень аортального клапана.



См. медиаконтент

ние митрального клапана (рис. 2.8б), а при еще большем наклоне на экране появляется изображение поперечного среза аорты на уровне аортального клапана, огибающий аорту выходной тракт ПЖ, трикуспидальный клапан и клапан легочной артерии (рис. 2.8в).

# Врожденные септальные аномалии

## Дефекты межпредсердной перегородки (ДМПП)

### Эмбриология

В ходе эмбриогенеза межпредсердная перегородка (МПП) формируется при слиянии двух тканевых гребней. Один из них растет вниз от верхней части предсердий (первичная перегородка, *septum primum*), другой (именуемый также эндокардиальными подушками) вырастает вверх от области первичного атриоventрикулярного соединения. На разных этапах развития МПП между этими структурами образуются отверстия, которые затем облитерируются. Таким образом, дефекты межпредсердной перегородки (ДМПП) представляют собой ничто иное, как незакрывшиеся самостоятельно естественные отверстия МПП или полное недоразвитие одного из ее зачатков.

### Незаращение овального окна и аневризма МПП

В норме система кровообращения плода характеризуется наличием сообщения между правым и левым предсердиями через открытое овальное окно, благодаря которому оксигенированная кровь поступает в большой круг кровообращения в обход легких. У большинства новорожденных происходит спонтанное закрытие овального окна, однако, по некоторым данным, оно остается открытым почти у 20% взрослых. Диаметр незаращенного овального окна всегда менее 5 мм.

Навести на мысль о наличии незаращенного овального окна при ЭхоКГ может выявление прерывистости МПП, однако этот признак относительно неспецифичен, поскольку МПП в области нормально закрытого овального окна намного тоньше, а ее эхокардиографическая плотность – намного меньше, чем в остальных отделах. Лучше всего аномалия визуализируется в субкостальном сечении, поскольку при исследовании из этого доступа МПП оказывается перпендикулярной УЗ-лучу. Аномальный кровоток между предсердиями можно обнаружить с помощью цветового доплеровского картирования (рис. 20.1), однако отсутствие признаков этого еще не исключает наличия данной патологии. Дело в том, что во многих случаях анатоми-

### СОДЕРЖАНИЕ ГЛАВЫ

#### Дефекты межпредсердной перегородки (ДМПП) 221

Эмбриология 221

Незаращение овального окна и аневризма МПП 221

Вторичный дефект межпредсердной перегородки 224

Первичный дефект межпредсердной перегородки 225

Другие дефекты межпредсердной перегородки 226

#### Дефекты межжелудочковой перегородки (ДМЖП) 226

Конотрикулярный ДМЖП (в области путей оттока 226

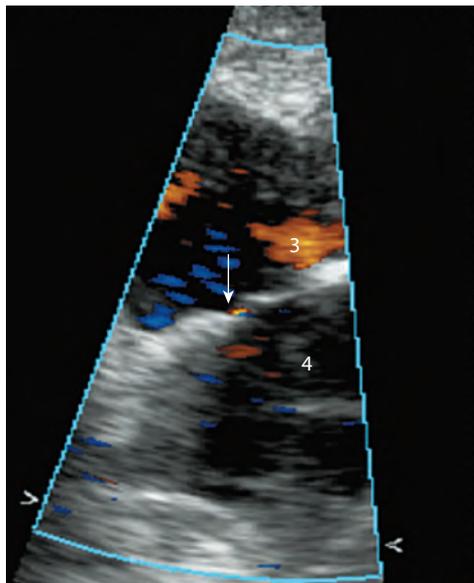
Мышечный ДМЖП 228

ДМЖП в области путей притока 228

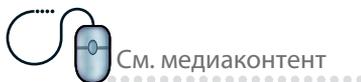
#### Количественная оценка внутрисердечных шунтов 229

#### Чрескожное закрытие внутрисердечных шунтов 229

Рис. 20.1



**Открытое овальное окно.** Цветовое доплеровское картирование, субкостальное сечение. В области межпредсердной перегородки обнаружена тонкая струя крови (стрелка), что позволяет предположить наличие незаращенного овального окна. На движущемся изображении это заметно лучше.



чески незаращенное овальное окно оказывается прикрытым лоскутом ткани, и в обычных условиях шунтирование крови между предсердиями отсутствует. Повышение давления в правом предсердии (например, при маневре Вальсальвы) вызывает смещение лоскута, в результате чего патологический сброс крови становится очевидным.

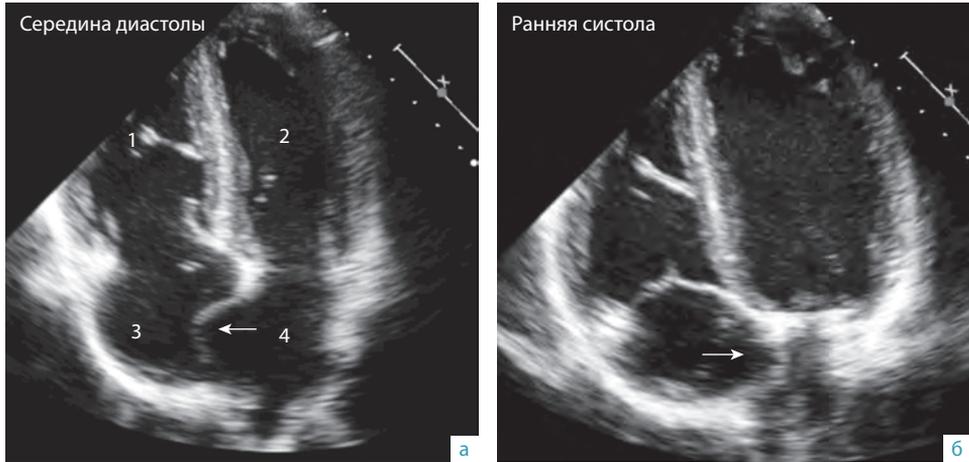
Одновременно с незаращением овального окна нередко обнаруживается и аневризма МПП, однако последняя может встречаться и изолированно. Диагностическим признаком является гипермобильность участка перегородки, изгибающейся от одной стороны к другой. Если давление в одном из предсердий возрастает, то МПП может постоянно выглядеть выгнутой в сторону другого (того, где давление меньше). Строго говоря, аневризма МПП диагностируется в том случае, если экскурсия перегородки составляет не менее 1 см и она наблюдается на протяжении как минимум 1 см (рис. 20.2).

## Исследование с пузырьковым контрастированием

Наиболее информативным является исследование с контрастированием. В качестве контраста используется соответствующим образом взболтанный физиологический раствор. Для приготовления контраста 9 мл физиологического раствора необходимо быстро смешать с <math>< 1</math> мл воздуха с помощью двух шприцев емкостью 10 мл, подсоединенных к трехходовому крану, который, в свою очередь, соединен с заранее установленным в локтевую вену периферическим венозным катетером. Затем приготовленный контраст максимально быстро вводится в локтевую вену, одновременно с чем регистрируется длительная серия эхокардиографических изображений в апикальном 4-камерном или субкостальном сечении. Очевидно, что выполнение данной процедуры требует участия двух людей.

Микропузырьки быстро контрастируют правые отделы сердца, однако в норме никогда не обнаруживаются в левых, поскольку полностью рассеиваются в легочных капиллярах. Появление пузырьков в левом предсердии или желудочке указывает на наличие правого шунта, который может находиться на уровне предсердия, желудочка или системы малого круга кровообращения. О наличии внутрикardiaльного шунтирования свидетельствует появление пузырьков в левых отделах сердца в ходе первых 4 сердечных циклов после того, как они появятся в правых; более длительная задержка указывает на шунтирование в системе легочной циркуляции. Для крупного шунта характерно появление в левых отделах сердца более 20 пузырьков воздуха (рис. 20.3).

Рис. 20.2



**Аневризма межпредсердной перегородки (МПП).** (а и б) Апикальное 4-камерное сечение. МПП содержит избыток ткани, имеющий патологическую подвижность (*стрелка*), что заставляет предположить наличие аневризмы МПП. В правом предсердии на изображении, входящем в медиаконтент, видна выраженная сеть Киари.

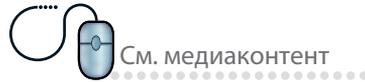
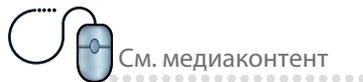


Рис. 20.3



**Исследование с внутривенным контрастированием микропузырьками воздуха на фоне маневра Вальсальвы.** Апикальное 4-камерное сечение. (а) Фаза напряжения маневра Вальсальвы. Сброс крови отсутствует. (б) Фаза расслабления маневра Вальсальвы. Струя эхоконтрастного раствора пересекает межпредсердную перегородку (*стрелка*). (в) Левые отделы сердца полностью контрастированы.



При отсутствии контрастирования на фоне обычного дыхания необходимо повторить исследование на фоне маневра Вальсальвы. Попросите пациента сначала натужиться (как во время дефекации), а затем дышать обычным образом: при этом в начале маневра нарастает не только давление в обоих предсердиях, но и внутригрудное давление, в результате чего венозный возврат к сердцу уменьшается; затем – при исчезновении напряжения – венозный возврат к сердцу возрастает, вследствие чего давление в правом предсердии транзиторно становится выше давления в левом. Этой разницы давлений может оказаться достаточно для того, чтобы лоскут ткани, до сих пор прикрывавший анатомически открытое овальное окно, временно сместился и открыл путь для шунтирования крови и микропузырьков в левое предсердие. Получение качественных изображений в ходе такого маневра может представлять некоторые трудности, поэтому, прежде чем вводить контраст, необходимо произвести несколько пробных попыток визуализации.

Негативный результат трансторакальной ЭхоКГ с воздушным контрастированием не позволяет полностью исключить наличие открытого овального окна, поэтому при соответствующих показаниях необходимо выполнить чреспищеводное исследование с таким же контрастированием и маневром Вальсальвы. Кроме того, известно, что более чувствительным методом введения микропузырькового контраста является его инъекция в бедренную, а не в локтевую вену. Это обусловлено тем, что поток крови, «входящий» в правое предсердие через устье нижней полой вены (в отличие от потока, попадающего туда по системе верхней полой вены), с помощью евстахиевой заслонки направляется непосредственно к овальному окну.

## Клинические синдромы, ассоциированные с открытым овальным окном

### *Криптогенный инсульт*

Мнения о клиническом значении открытого, или незаращенного, овального окна противоречивы, ведь оно так часто встречается у здоровых людей. Накопленные данные свидетельствуют о связи между открытым овальным окном и криптогенным инсультом у молодых пациентов, обусловленным парадоксальной эмболией. Считается, что открытое овальное окно в сочетании с аневризмой межпредсердной перегородки в большей мере предрасполагает к развитию инсульта, чем только открытое овальное окно. У некоторых пациентов прибегают к разобщению предсердий путем чрескожного эндоваскулярного закрытия незаращенного овального окна, хотя недавно проведенные исследования не подтвердили целесообразность такого подхода.

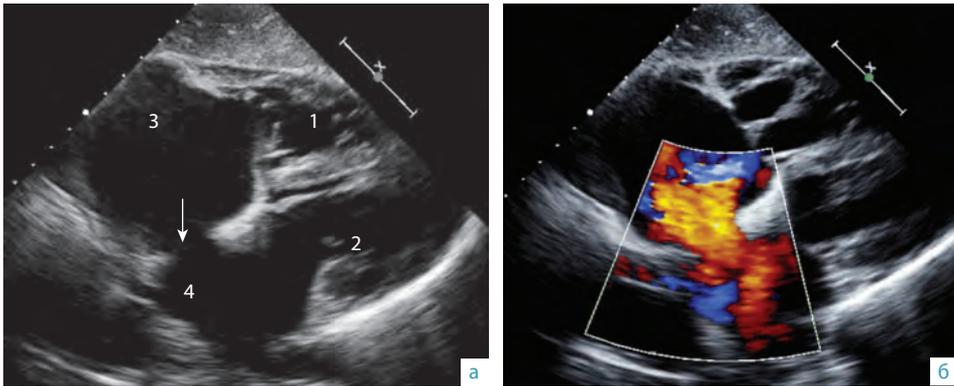
### *Ортодеоксическое платипноэ*

Ортодеоксическое платипноэ – редкий синдром, наблюдающийся у взрослых. Он характеризуется одышкой и обеднением крови кислородом (десатурацией) в положении сидя или стоя и исчезновением одышки в лежачем положении. Причиной появления одышки бывает значительный сброс обедненной кислородом крови «справа налево» через открытое овальное окно или вторичный дефект межпредсердной перегородки. По не вполне понятным причинам этот сброс зависит от положения тела пациента и поэтому носит перемежающийся характер. При выполнении трансторакальной ЭхоКГ в положении пациента лежа на спине можно выявить открытое овальное окно и сброс крови «слева направо». При исследовании пациента, находящегося в положении сидя или стоя, происходит реверсия сбрасываемой крови. Без высокой степени диагностической настороженности открытое овальное окно, кажущееся безобидным состоянием, легко пропустить.

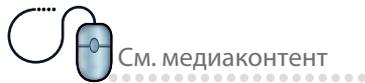
## Вторичный дефект межпредсердной перегородки

Вторичный ДМПП может сформироваться как вследствие недостаточного внутриутробного роста вторичной перегородки, так и в результате резорбции первичной перегородки. Он может быть единичным, множественным или фенестрированным и может выявляться

Рис. 20.4



**Вторичный дефект межпредсердной перегородки (ДМПП).** (а и б) Субкостальное сечение. Имеются характерные признаки вторичного дефекта межпредсердной перегородки диаметром 2 см. В ходе цветового доплеровского картирования выявляется левоправый сброс крови.



См. медиаконтент

как изолированно, так и в сочетании с другими врожденными аномалиями. В 10% случаев одна легочная вена или более дренируются в правое предсердие/коронарный синус (аномальный дренаж легочных вен).

Эхокардиографически вторичный ДМПП обычно проявляется как отчетливый «пролом» в центральной части МПП, вблизи овальной ямки (рис. 20.4). При фенестрированном дефекте межпредсердной перегородки, напоминающем решето, сброс крови через него при цветовом доплеровском картировании разбивается на множество струй. При вторичном дефекте всегда имеется ободок ткани межпредсердной перегородки между дефектом и атриовентрикулярным клапаном, что отличает вторичный дефект от первичного. Как и в случае открытого овального окна, наилучшим для визуализации порока является субкостальный доступ, однако вторичный ДМПП можно обнаружить также в апикальном 4-камерном сечении и парастермальном сечении по короткой оси.

Патологический кровоток через ДМПП визуализируется с помощью доплеровского исследования. Обычно он оказывается длительным и двунаправленным (с преобладанием левоправого сброса) и варьирует при дыхании.

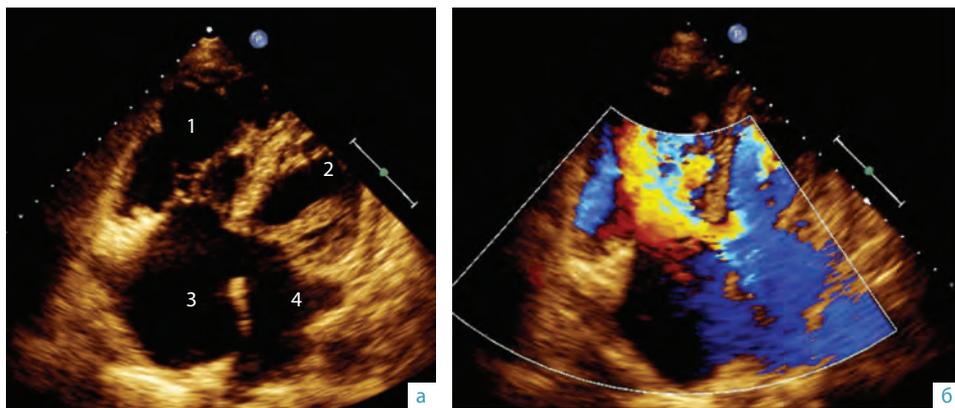
Большой вторичный ДМПП обычно сопровождается значительным левоправым сбросом крови, что приводит к объемной перегрузке правых отделов сердца и, как правило, сопровождается дилатацией правого желудочка (ПЖ) и развитием легочной гипертензии. Если степень дилатации ПЖ выглядит непропорциональной размерам ДМПП, то это заставляет предположить наличие сопутствующего аномального дренажа легочных вен. Величину шунта можно оценить с помощью методик количественной ИВ-доплерографии, определив системный и легочный сердечный выброс ( $Q_s$  и  $Q_p$ ) (см. гл. 11 и рис. 20.10). Большой шунт обычно сопровождается возникновением клинических проявлений уже в детском возрасте, в то время как незначительный ДМПП может никак не проявляться вплоть до зрелого возраста.

Вторичный ДМПП подлежит закрытию, если легочный кровоток превышает системный более чем 2 раза ( $Q_p/Q_s > 2:1$ ). Вмешательство может быть выполнено хирургическим путем, однако все чаще манипуляция выполняется с помощью катетерного устройства (см. рис. 20.11).

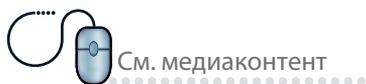
## Первичный дефект межпредсердной перегородки

Первичный ДМПП обусловлен недоразвитием эндокардиальных подушек в области атриовентрикулярного соединения. Это сложный и тяжелый дефект, локализующийся в цен-

Рис. 20.5



**Первичный дефект межпредсердной перегородки (ДМПП).**  
(а и б) Апикальное 4-камерное сечение. В межпредсердной перегородке имеется крупный дефект, начинающийся сразу у атриовентрикулярных клапанов и межжелудочковой перегородки.



тральной области сердца, где межпредсердная и межжелудочковая перегородки контактируют с атриовентрикулярными клапанами. С первичным ДМПП могут быть ассоциированы дефект межжелудочковой перегородки, расщепленный митральный клапан или общий атриовентрикулярный клапан (рис. 20.5). Клинические проявления возникают уже в младенческом возрасте и часто ассоциированы с синдромом Дауна.

## Другие дефекты межпредсердной перегородки

Существуют еще два типа ДМПП, которые, однако, встречаются очень редко и плохо визуализируются с помощью трансторакальной ЭхоКГ.

Один из них – ДМПП в области венозного синуса – обычно локализуется в верхней части МПП, где верхняя полая вена впадает в правое предсердие. В связи с этим последняя эффективно дренируется в оба предсердия. Реже этот тип ДМПП локализуется в области устья нижней полой вены. Почти всегда с данными разновидностями ДМПП ассоциирован аномальный дренаж легочных вен.

Другой редкий тип ДМПП локализуется в той части МПП, которая непосредственно прилежит к коронарному синусу: между трикуспидальным кольцом, устьем нижней полой вены и евстахиевым гребнем.

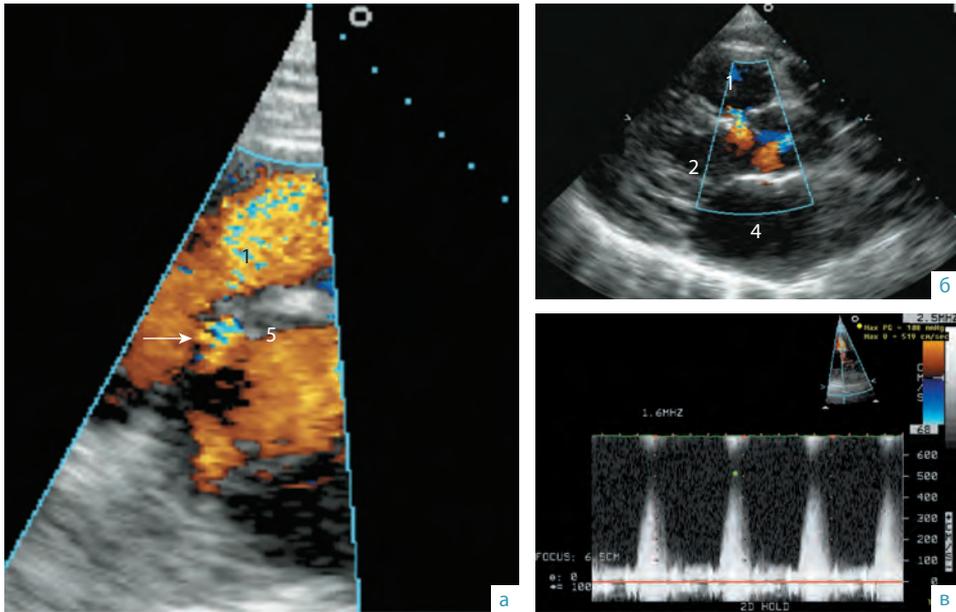
## Дефекты межжелудочковой перегородки (ДМЖП)

Из всех врожденных аномалий сердца в детском возрасте чаще всего встречается дефект межжелудочковой перегородки (ДМЖП). Межжелудочковая перегородка (МЖП) формируется из нескольких эмбриональных зачатков, и нарушение развития того или другого может сопровождаться возникновением определенного типа ДМЖП. Общепринятая терминология является несколько путанной, ее следует просто запомнить.

### Коновентрикулярный ДМЖП (в области путей оттока)

ДМЖП этого типа встречаются чаще всего (почти в 75% случаев) и локализуются в области выходных трактов левого и правого желудочков, вблизи клапанов аорты и легочной

Рис. 20.6



**Перимембранный дефект межжелудочковой перегородки (ДМЖП).** (а) Парастернальное сечение по короткой оси. Сообщение между желудочками локализуется в области аортального клапана. При цветовом доплеровском картировании визуализируется левоправый шунт (*стрелка*). (б) Парастернальное сечение по длинной оси. Видно, что ДМЖП локализуется сразу под створками аортального клапана. (в) Пик градиента давления через ДМЖП, рассчитанный при ПВ-доплерографии, составил 108 мм рт.ст.



См. медиаконтент

артерии. Выделяют три типа ДМЖП: перимембранный, подартериальный (конусного типа) и смещенный.

### Перимембранный ДМЖП

Перимембранный ДМЖП локализован в непосредственной близости от медиальной сосочковой мышцы трикуспидального клапана. Характерно, что при ЭхоКГ аномальный кровоток, направленный из левого желудочка в выходной тракт правого желудочка, можно обнаружить в парастернальном сечении по короткой оси на уровне аортального клапана в позиции на 11 часов (рис. 20.6). Со временем при участии септальной створки трикуспидального клапана может произойти спонтанное закрытие дефекта с образованием аневризматически выпячивающейся мембраны (рис. 20.7).

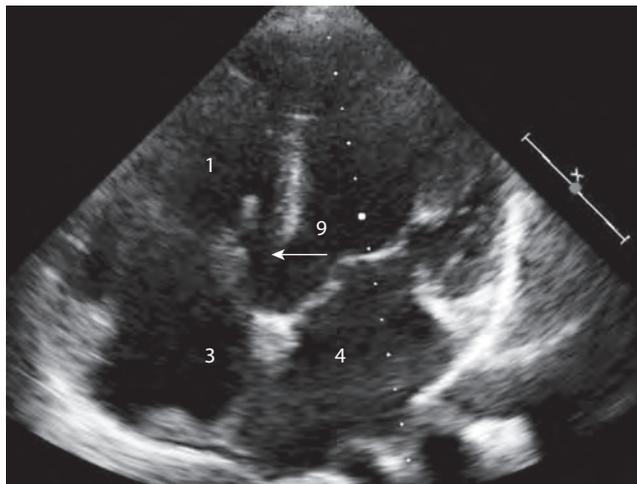
### Субпульмонарный ДМЖП

Субпульмональный ДМЖП локализован вблизи клапана легочной артерии. В парастернальном сечении по короткой оси он визуализируется в позиции на 1 час (рис. 20.8).

### Смещенный ДМЖП

Смещенный ДМЖП наблюдается при тетраде Фалло и неизменно обнаруживается в детском возрасте.

Рис. 20.7

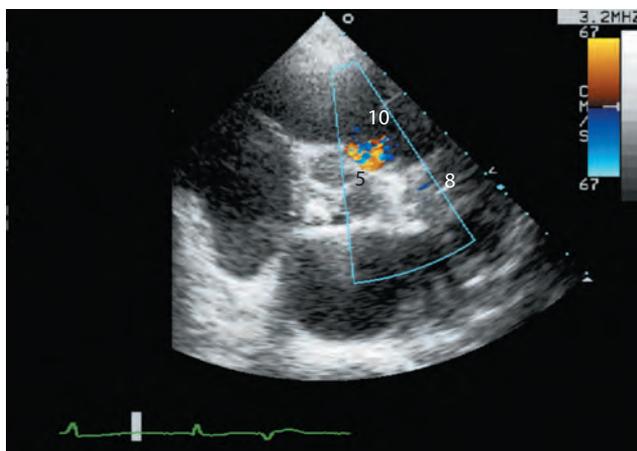


**Спонтанное закрытие перимембранозного ДМЖП.** Апикальное 4-камерное сечение. Частичное закрытие перимембранозного ДМЖП частью септальной створки трикуспидального клапана (стрелка).



См. медиаконтент

Рис. 20.8



**Субпульмональный дефект межжелудочковой перегородки.** Парастернальное сечение по короткой оси. При цветовом доплеровском картировании в выходном тракте правого желудочка, непосредственно перед клапаном легочной артерии, регистрируется патологический шунтовый кровоток.



См. медиаконтент

## Мышечный ДМЖП

Данный тип ДМЖП может локализоваться в любой позиции в области средней или апикальной части МЖП (рис. 20.9). Почти в 60% случаев происходит спонтанное закрытие дефекта в детском возрасте.

## ДМЖП в области путей притока

ДМЖП в области путей притока встречается редко и ассоциирован с первичным ДМПП. Он локализуется вблизи места прикрепления трикуспидального клапана и обычно ассоциирован с аномалиями атриовентрикулярных клапанов (например, с расщепленным митральным клапаном).

Значимость ДМЖП в основном зависит от величины шунта. Маловероятно, что незначительный сброс крови сколько-нибудь существенно повлияет на гемодинамику; в этом случае предпочтительной является консервативная тактика. При наличии крупного шунта происходит значительное шунтирование крови из полости с высоким давлением (левый желудочек) в полость с низким давлением (правый желудочек). И хотя с помощью ЭхоКГ

# Трехмерная эхокардиография

## Введение

Важным достижением в развитии ЭхоКГ в XXI веке стал метод трехмерной (3D) ЭхоКГ и его клиническое применение. Этот метод можно применять как трансторакально, так и через пищевод. Он повышает точность количественных исследований. Усовершенствованию подверглись также методика преподавания основ этого метода и его освоения, чему способствовало появление трехмерных баз данных, которые лучше демонстрируют принципы стандартной двухмерной (2D) ЭхоКГ, соотношение изображений, получаемых при этом методе исследования, и стандартных анатомических сечений.

## Принципы трехмерной эхокардиографии

В основе стандартной двухмерной (2D) ЭхоКГ лежит прохождение тонкого ультразвукового луча через исследуемые ткани и последующее построение изображения этих тканей по отраженному лучу. Технология трехмерной (3D) ЭхоКГ в настоящее время усовершенствована. В ультразвуковом датчике плотно уложены упорядоченные определенным образом ультразвуковые кристаллы, посылающие и получающие ультразвуковые сигналы по множеству линий сканирования, образующих пирамидальной формы зону опроса; эти сигналы обрабатывают, кодируют оттенки серого, которые при отображении на экране создают впечатление объема, т.е. трехмерности изображения.

Получение набора данных при трехмерном сканировании осуществляется по тем же принципам, что и при двухмерном ультразвуковом сканировании:

- четкая ЭКГ – существенное условие для генерирования «сшитых» 3D-объемов;
- выбор оптимального окна – для устойчивости изображения пациента просят задержать дыхание;
- оптимальная настройка по глубине и ширине сектора сканирования, усилению и фокусному расстоянию.

## СОДЕРЖАНИЕ ГЛАВЫ

**Введение** 233

**Принципы трехмерной эхокардиографии** 233

**Протокол исследования** 236

Трансторакальная трехмерная эхокардиография 236

Чреспищеводная эхокардиография 237

**Клиническое применение** 238

Оценка функции левого желудочка 238

Оценка состояния сердца при поражении клапанов 239

Контроль при выполнении чрескожных эндоваскулярных вмешательств 240

**Заключение** 240

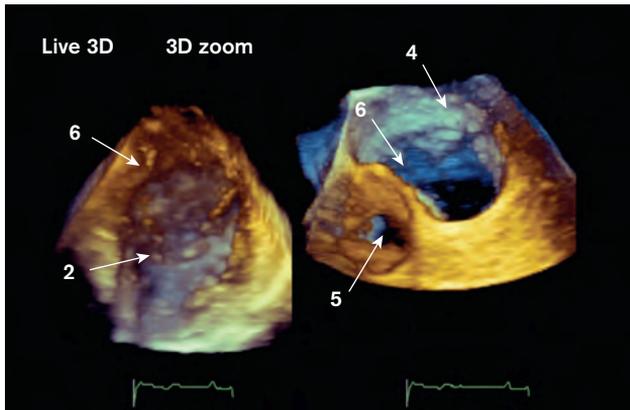
Ограничения 241

**Перспективы эхокардиографии** 241

Поскольку в 3D-датчиках больше электронных схем и кабелей, чем в 2D-датчиках, они более тяжелые и имеют несколько большую площадь сканирующей поверхности. Это затрудняет поиск оптимального акустического окна и площади контактной точки для сбора «чистых», лишенных артефактов данных. Кроме того, поскольку истинную скорость распространения ультразвука в тканях преодолеть невозможно, трудно получить адекватную частоту смены кадров с трехмерным изображением, что требует максимально оптимизировать настройку сканера.

В таблице 21.1 обобщено 5 способов сбора данных с помощью современных ультразвуковых сканеров (рис. 21.1 и 21.2).

Рис. 21.1

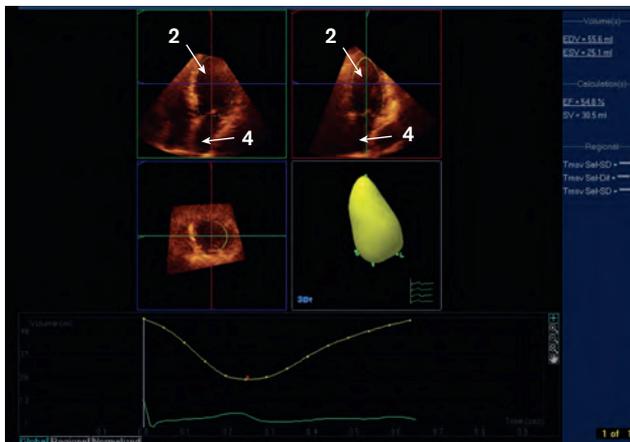


Сравнение прижизненных трехмерного и трехмерного укрупненного изображений митрального клапана, полученных путем чреспищеводной ЭхоКГ.



См. медиаконтент

Рис. 21.2



Полный объем данных, собранных при 4 сокращениях ЛЖ, и полуавтоматическое определение фракции выброса.

Таблица 21.1 Режимы трехмерной ЭхоКГ

Режимы	Комментарии	Частота кадров	Недостатки	Достоинства	Применение
Прижизненная трехмерная ЭхоКГ	Одиночный пирамидальный объем с узким телесным углом при вершине	Удовлетворительное качество – обычно >30 Гц	Телесный угол недостаточно широкий, чтобы охватить все исследуемое образование, например митральный клапан	Высокая частота смены кадров, создающая «живое» изображение	Ограниченное клиническое применение
Трехмерное укрупненное изображение	Задаваемый пользователем объем сканируемой зоны	Зависит от величины объема – обычно 5–20 Гц	Частота кадров низкая при широком телесном угле при вершине	«Живое» изображение и возможность охвата сканируемого образования целиком	Визуализация митрального клапана; ультразвуковой контроль при инвазивных вмешательствах
В полном объеме	Синхронизированное с ЭКГ генерирование «сшитых» пирамидальных объемов для получения большого 3D-объема	Зависит от ЧСС и глубины сканирования, но обычно >25 Гц	Необходим правильный ритм сердечных сокращений и стабильная позиция, чтобы не было артефактов «сшивки», изображение неживое	Набор данных высокого разрешения	Трехмерная оценка размеров и функции желудочков
Цветовой трехмерный	Доступен при живой визуализации 3D и полном объеме	Неудовлетворительное качество – даже при небольшом сканируемом объеме частота кадров нередко <10 Гц	Получение частоты кадров, приемлемой для достаточного качества изображения, происходит за счет уменьшения сканируемого объема	Довольно хорошее цветовое изображение даже небольших струек паравальвулярных протечек	Количественная 3D-оценка митральной регургитации, паравальвулярных протечек
Двухпроекциионный	Визуализация в реальном времени в двух ортогональных проекциях	Качество удовлетворительное – частота кадров обычно >30 Гц	Изображение не 3D, так как два 2D-изображения проецируются бок о бок	Превосходная частота кадров и возможность быстро разобратся в патологии и анатомии	Понимание особенностей анатомии и идентификация артефактов

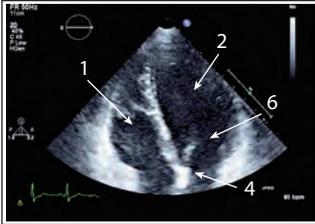
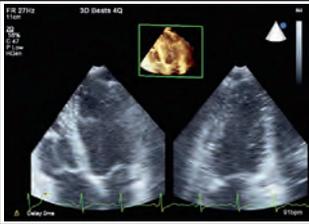
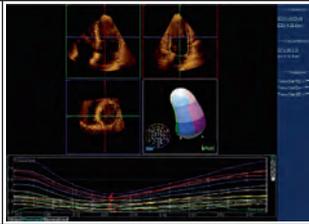
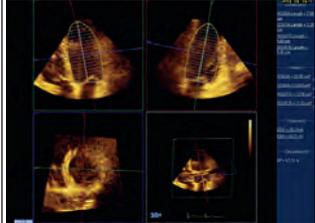
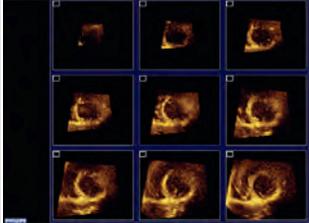
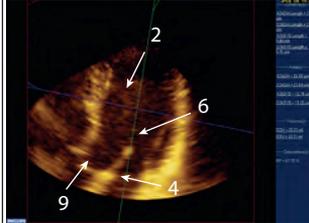
## Протокол исследования

### Трансторакальная трехмерная эхокардиография

Технически сбор данных можно осуществлять из любого акустического окна, однако на практике трехмерную ЭхоКГ выполняют в основном для повышения точности определения объема ЛЖ и оценки его функции. Ниже последовательно перечислены этапы ЭКГ-синхронизированной трехмерной ЭхоКГ в полном объеме ЛЖ (рис. 21.3):

- 1 Регистрация четкой ЭКГ.
- 2 Начало исследования с двухмерной ЭхоКГ в стандартном апикальном 4-камерном сечении.
- 3 Настройка на оптимальную глубину и ширину сектора сканирования, 2D-усиление.
- 4 Оценка влияния дыхательных движений на качество визуализации и установление предполагаемой длительности сбора данных (обычно четыре цикла R–R).
- 5 Выбор сбора данных в режиме полного объема.
- 6 Подтверждение, что режим двухплоскостной визуализации активирован.
- 7 Задержка пациентом дыхания, чтобы выполнить оптимальную настройку на сканирование в апикальном 2- и 4-камерном сечении.
- 8 Начало сбора данных в режиме полного объема (следует добиться стабильности положения пациента, датчика, а также высокого качества ЭКГ).
- 9 Возобновление дыхательных движений пациентом.
- 10 Регулярный просмотр собираемых данных для проверки качества ЭКГ и выявления артефактов «сшивания» объемов.

Рис. 21.3

Оптимизация изображения в 4-камерном сечении	Двухплоскостной режим исследования при сборе данных	Полуавтоматическое получение 3D-изображения
		
		
<p>Расчет ФВ по изображению желудочка в двух плоскостях (режим полного объема), стандартизированной по длинной оси желудочка</p>	<p>Изображения, записанные в памяти аппарата (режим полного объема) для анализа движений желудочковой стенки</p>	<p>3D-изображение, воссозданное при исследовании в режиме полного объема</p>

(а–е) Этапы сканирования в режиме полного объема. ФВ – фракция выброса.



См. медиаконтент

11 Сохранение в памяти аппарата трехмерных данных, приемлемых по качеству для последующего анализа.

Из одиночного набора 3D-данных, полученных при сканировании в апикальном 4-камерном сечении, можно получить эквивалентные 2D-изображения в апикальных 4-, 2-, 3- и 5-камерном сечениях, манипулируя определенным образом пирамидальным объемом сканирования. Обрезка изображения дает возможность также изолированной визуализации митрального, аортального и трикуспидального клапанов.

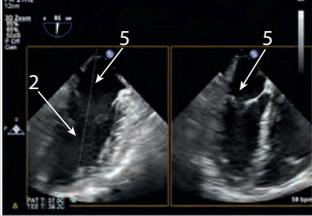
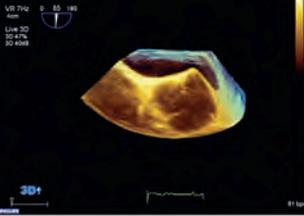
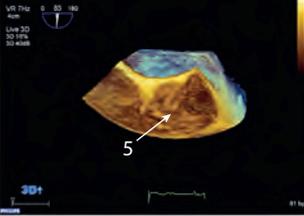
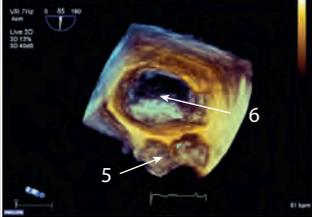
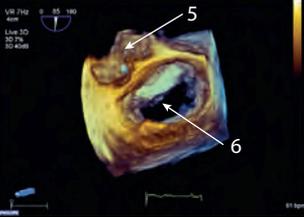
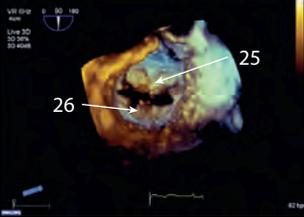
Важным преимуществом выделения пирамидального объема является возможность захватить весь ЛЖ и исправить искажение перспективы, наблюдаемое на стандартных 2D-изображениях, путем выравнивания плоскости обрезки изображения с истинной верхушкой сердца. В этом состоит основная причина более высокой точности определения объема ЛЖ при анализе 3D-данных.

## Чреспищеводная эхокардиография

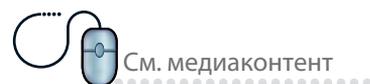
Наиболее ценным свойством чреспищеводной ЭхоКГ является возможность с ее помощью более точно исследовать и понять патологию митрального клапана и, в частности, получить его изображение, необходимое хирургу для выполнения реконструктивного вмешательства на нем и для соблюдения единообразия при описании анатомии и патологии этого клапана. Особенно качественными являются масштабированные трехмерные изображения (режим 3D zoom) (рис. 21.4), этапы получения которых приводятся ниже.

1 Нахождение акустического окна для получения устойчивого 2D-изображения с четким изображением митрального клапана – обычно от 0 до 90°.

Рис. 21.4

Двухплоскостное исследование для определения зоны, которую предстоит масштабировать	Трехмерное изображение, полученное в начале исследования	Оптимальное усиление позволяет визуализировать также аортальный клапан
		
		
<p>Ротация предыдущего изображения при том же наборе данных позволяет увидеть митральный клапан сверху</p>	<p>Повернутый аортальный клапан (теперь он сверху), каким его видит хирург</p>	<p>«Поворот» собранных данных на 180°: изображение митрального клапана со стороны верхушки сердца</p>

(а–е) Этапы сбора данных о митральном клапане при чреспищеводной трехмерной ЭхоКГ с масштабированием изображения (3D zoom).



## Нормальные величины

Приведенные ниже диапазоны нормальных и патологически измененных величин эхокардиографических показателей заимствованы из Рекомендаций Американского общества эхокардиографии (2005). Нормальные величины были установлены для большинства эхокардиографических параметров и являются наиболее надежными, когда оцениваются с учетом размеров тела пациента.

Для измерения размеров тела человека было предложено несколько различных способов, однако в настоящее время рекомендуется использовать определение площади поверхности тела (ППТ), которая рассчитывается исходя из массы тела и роста пациента по формуле:

$$\text{ППТ (м}^2\text{)} = \sqrt{[\text{рост (см)} \cdot \text{вес (кг)} / 3600]}$$

Параметры	Женщины				Мужчины			
	Норма	Степень отклонения от нормы			Норма	Степень отклонения от нормы		
		Легкая	Умеренная	Тяжелая		Легкая	Умеренная	Тяжелая
<b>Размеры левого желудочка (ЛЖ)</b>								
КДР ЛЖ, см	3,9-5,3	5,4-5,7	5,8-6,1	≥6,2	4,2-5,9	6,0-6,3	6,4-6,8	≥6,9
КДР ЛЖ/ППТ, см/м <sup>2</sup>	2,4-3,2	3,3-3,4	3,5-3,7	≥3,8	2,2-3,1	3,2-3,4	3,5-3,6	≥3,7
КДО ЛЖ, мл	56-104	105-117	118-130	≥31	67-155	156-178	179-200	≥201
КДО ЛЖ/ППТ, мл/м <sup>2</sup>	35-75	76-86	87-96	≥97	35-75	76-86	87-96	≥97
КСО ЛЖ, мл	19-49	50-59	60-69	≥70	22-58	59-70	71-82	≥83
КСО ЛЖ/ППТ, мл/м <sup>2</sup>	12-30	31-36	37-42	≥43	12-30	31-36	37-42	≥43
ТМЖП, см	0,6-0,9	1,0-1,2	1,3-1,5	≥1,6	0,6-1,0	1,1-1,3	1,4-1,6	≥1,7
ТЭС ЛЖ, см	0,6-0,9	1,0-1,2	1,3-1,5	≥1,6	0,6-1,0	1,1-1,3	1,4-1,6	≥1,7
ВТ ЛЖ, см	1,8-2,4				1,8-2,4			
<b>Масса левого желудочка (ЛЖ)</b>								
<b>Метод кубов</b>								
Масса ЛЖ, г	67-162	163-186	187-210	≥211	88-224	225-258	259-292	≥293
Масса ЛЖ/ППТ, г/м <sup>2</sup>	43-95	96-108	109-121	≥122	49-115	116-131	132-148	≥149
<b>Метод «площадь-Длина»</b>								
Масса ЛЖ, г	66-150	151-171	172-182	≥183	96-200	201-227	228-254	≥255
Масса ЛЖ/ППТ, г/м <sup>2</sup>	44-88	89-100	101-112	≥113	50-102	103-116	117-130	≥131
<b>Функция левого желудочка</b>								
Фракция укорочения, %	27-45	22-26	17-21	≤16	25-43	20-24	15-19	≤14
Фракция выброса, %	≥55	45-54	30-44	<30	≥55	45-54	30-44	<30

# Алфавитный указатель

## А

- Абсцесс, 181
- Амилоидоз, 99
- Андерсона–Фабри болезнь, 95
- Аномалия Эбштейна, 171
- Антибиотикопрофилактика, 183
- Аорта, 213–220
  - анатомия, 213
  - аневризма
    - грудной аорты, 215
    - межпредсердной перегородки, 222, 223
    - расслаивающая, 217
    - синуса Вальсальвы, 218
  - атерома, 215
  - диаметр, 258
  - дуга, 214, 215
  - корень
    - абсцесс, 182, 184
    - расширение, 216
    - проток персистирующий, 220
- Артерия легочная, давление, 174
- Артефакты, 17, 23, 35
  - варианты нормы, 210
  - гармоники, 36
  - протез клапанный, 187
  - реверберация, 190, 210

## Б

- Бактериemia, 183
- Биопротезы, 186–188
- Блокада левой ножки пучка Гиса, 60
- Болезни перикарда, 193–204
- Боль в груди, острая, 250

## В

- Вальвулит ревматический, 181
- Вальвулопластика чрескожная, 158
- Вектор потока, 15
- Величины нормальные, 255–259
- Вены легочные, 73
  - кровоток, 150
- Визуализация
  - В-режим, 13
  - М-режим, 13
  - диссинхрония внутрижелудочковая, 62
  - двухмерная, 13
  - нижней полой вены, 29, 30
  - оценка качества, 253
  - печеночных вен, 29, 30
- Водители ритма, 210, 211

- Волна ультразвуковая, 11
  - взаимодействие с тканями, 12
  - глубина проникновения, 34
  - длина, 11
  - доплер-эхокардиография, 14–20
  - скорость распространения, 11
  - характеристики, 260
  - частота, 11
- Выброс сердечный, 46, 262
- Выпот перикардиальный, 193–204
  - дифференциальная диагностика, 195
  - осумкованный, 198
  - оценка, 196
  - этиология, 193

## Г

- Гармоники, 36, 37
- Гематома аорты интрамуральная, 218
- Гипертензия
  - артериальная, 45, 55, 90
  - легочная, 105, 106
- Гипертрофия
  - левого желудочка, 90, 92, 94, 127, 261
  - межжелудочковой перегородки, проксимальная, 42
  - межпредсердной перегородки, липоматозная, 75
  - правого желудочка, 92
- Гипотензия, 251
- Градиент
  - давления, 109–111
  - динамический (левый желудочек), 93
  - моментный пиковый и средний, 110, 111
  - средний, 156–158
  - клапанный, стеноз легочной артерии, 168
  - трансаортальный, 168

## Д

- Давление в легочной артерии
  - диастолическое, 174
  - систолическое, 174
- Дефект межжелудочковой перегородки
  - коновентрикулярный, 226
  - мышечный, 228
- Диаметр левого желудочка внутренний, 44, 45
- Диастаз, 54
- Дисковый протез, двустворчатый, 186
- Диссинхрония