



Scott D. Solomon, Justina C. Wu, Linda Gillam
Иллюстрации Bernard Bulwer

ПРИНЦИПЫ УЛЬТРАЗВУКА И АППАРАТУРА, 238

Принципы формирования изображения, 238
Физические основы ультразвука, 238
Допплерография на практике, 242
Оценка кровотока и уравнение непрерывности, 243

ТРАНСТОРАКАЛЬНАЯ ЭХОКАРДИОГРАФИЯ, 243

Эхокардиография в М-режиме, 243
Артефакты визуализации, 246
Оценка структуры и функции сердца, 246

ЧРЕСПИЩЕВОДНАЯ ЭХОКАРДИОГРАФИЯ, 256

ТРЕХМЕРНАЯ ЭХОКАРДИОГРАФИЯ, 259

ЭХОКАРДИОГРАФИЯ С КОНТРАСТИРОВАНИЕМ, 260

ПРИМЕНЕНИЕ ЭХОКАРДИОГРАФИИ ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ СЕРДЦА, 262

ИНФАРКТ МИОКАРДА, 263

Практические рекомендации по оценке регионарного движения стенок, 264
Механические осложнения инфаркта миокарда, 264
Поздние осложнения инфаркта миокарда, 268
Прогностические эхокардиографические признаки после инфаркта миокарда, 268

КАРДИОМИОПАТИЯ, 270

Дилатационная кардиомиопатия, 270
Гипертрофическая кардиомиопатия, 270
Другие кардиомиопатии с регионарными или глобальными изменениями структуры миокарда, 271
Рестриктивная кардиомиопатия, 272
Сердечная недостаточность, 272
Сердце спортсмена, 274

СТРЕСС-ЭХОКАРДИОГРАФИЯ, 275

ПОРОКИ КЛАПАНОВ СЕРДЦА, 277

Митральный клапан, 277
Аортальный клапан, 284
Трикуспидальный клапан, 288
Клапан легочной артерии, 288
Искусственные клапаны, 288

ЗАБОЛЕВАНИЯ ПЕРИКАРДА, 294

Перикардальный выпот, 294
Констриктивный перикардит, 296
Вовлечение перикарда при злокачественных образованиях, 298
Другие заболевания перикарда, 298

ЗАБОЛЕВАНИЯ АОРТЫ, 298

Очаговые поражения аорты, 300
Неотложные состояния, связанные с патологией аорты, 300

ТРОМБОЗМБОЛИЯ ЛЕГОЧНОЙ АРТЕРИИ, 304

ИНФЕКЦИОННЫЙ ЭНДОКАРДИТ, 305

Роль эхокардиографии при хирургическом вмешательстве по поводу эндокардита, 307

СИСТЕМНЫЕ ЗАБОЛЕВАНИЯ И ЭХОКАРДИОГРАФИЯ, 307

ЛЕГОЧНАЯ ГИПЕРТЕНЗИЯ, 308

ОБЪЕМНЫЕ ОБРАЗОВАНИЯ СЕРДЦА, 309

Часто встречающиеся первичные опухоли, 309
Вторичные опухоли, 312
Альтернативные диагнозы, 312

ВРОЖДЕННЫЕ ПОРОКИ СЕРДЦА У ВЗРОСЛЫХ, 313

Дефекты межпредсердной перегородки, 313
Дефекты межжелудочковой перегородки, 317
Транспозиция магистральных артерий, 318
Тетрада Фалло, 321

КАРДИОХИРУРГИЧЕСКИЕ ОПЕРАЦИИ И НАПРАВЛЕНИЯ ДАЛЬНЕЙШИХ ИССЛЕДОВАНИЙ, 321

Портативная эхокардиография, 323

ЛИТЕРАТУРА, 324

КРИТЕРИИ НАДЛЕЖАЩЕГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ, 326

Эхокардиография (ЭхоКГ) остается наиболее часто используемым комплексным методом визуализации сердца, которому отдается предпочтение при оценке структуры и функции сердца. По сравнению с другими методами визуализации ЭхоКГ может быть выполнена быстро, с минимальными неудобствами или риском для пациента, и позволяет незамедлительно получить клинически значимую информацию при относительно низкой стоимости.

ЭхоКГ предоставляет подробную информацию о структуре сердца, включая размер и форму камер сердца, а также строение и функцию клапанов сердца. Кроме того, выполнение ЭхоКГ в реальном времени делает ее уникальной для экстренной неинвазивной оценки систолической и диастолической функции и внутрисердечной гемодинамики. В большинстве лабораторий ЭхоКГ дополнительно к стандартной трансторакальной ЭхоКГ (ТТЭхоКГ) выполняется чреспищеводная ЭхоКГ (ЧПЭхоКГ), которая обеспечивает улучшенное разрешение, и стресс-ЭхоКГ, которая обычно используется для оценки ишемии миокарда и функции клапанов при физической нагрузке. Развитие технологий в области ЭхоКГ за последние несколько десятилетий привело к постепенному улучшению диагностических возможностей, включая достижения в области

трехмерной (3D) визуализации и визуализации деформации тканей, ЭхоКГ с контрастированием для лучшей визуализации полостей и оценки перфузии миокарда, и уменьшению размеров оборудования.

Поскольку двухмерная (2D) ЭхоКГ не является томографическим методом, как компьютерная томография (КТ) или магнитно-резонансная томография (МРТ) (см. главы 17, 18), получение ультразвуковых изображений зависит от оператора (специалиста по ЭхоКГ или врача), который прикладывает ультразвуковой датчик к груди пациента. Как получение, так и интерпретация эхокардиограмм требуют основательной подготовки и опыта. Таким образом, для определения ЭхоКГ лучше всего использовать «обследование», а не «тест». Хотя кардиологи регулярно проходят подготовку в этой области, все большее количество врачей других специальностей, в том числе врачи неотложной помощи, анестезиологи, реаниматологи и постоянный врачебный персонал больницы, все чаще применяют ЭхоКГ в своей практике, в некоторых случаях используя небольшие портативные ультразвуковые аппараты. Знание основных принципов, практической ценности и ограничений ЭхоКГ становится необходимым для всех врачей, которые оказывают помощь пациентам с сердечно-сосудистыми проблемами.

ПРИНЦИПЫ УЛЬТРАЗВУКА И АППАРАТУРА

Принципы формирования изображения

В основе ЭхоКГ лежат стандартные принципы ультразвуковой визуализации, при которых пьезоэлектрические кристаллы, размещенные в датчике, излучают высокочастотные звуковые волны в диапазоне от 1 до 10 МГц, которые проходят через внутренние структуры тела, взаимодействуя с тканями, и отражаются назад к датчику, а затем обрабатываются микрокомпьютерами для создания изображения. Для понимания применимости и ограничений ЭхоКГ необходимо знание физических принципов, лежащих в ее основе [1].

Ультразвуковые аппараты определяют глубину расположения отражающих структур путем расчета времени, необходимого для отражения звуковых волн и возврата к датчику. Эта информация используется для создания линий сканирования, которые содержат данные как о локализации (глубина отражения), так и об амплитуде (интенсивность отражения). Раннее ультразвуковые аппараты излучали один ультразвуковой луч, в результате чего получалась одна линия сканирования, которая могла быть «нарисована» на движущейся бумаге или экране с отображением глубины по вертикальной оси и времени по горизонтальной оси. Этот метод, известный как ЭхоКГ в М-режиме (режим движения) (рис. 14.1Г), почти полностью был замещен визуализацией в 2D-режиме (см. рис.

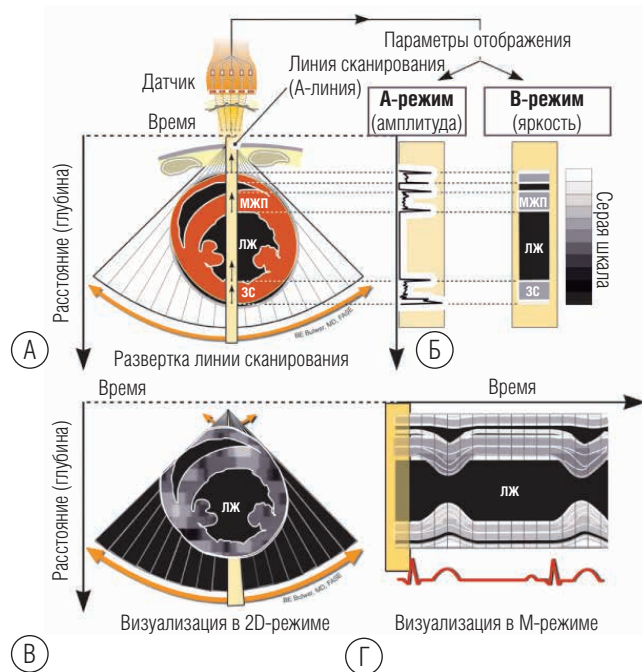


РИС. 14.1 Формирование ультразвукового изображения. Импульс, передаваемый от пьезоэлектрических элементов в датчике (А), отражается от структур и возвращается к датчику. Эти сигналы обрабатываются на основе их амплитуд (Б). Эхосигналы с самыми высокими амплитудами возникают на границах между перикардом и плеврой, эндокардом и кровью. При основном сканировании в А-режиме такие сигналы визуализируются как пики амплитуды. В В-режиме амплитуды эхосигналов отображаются в серой шкале. Изображения в В-режиме могут отображаться в одном измерении с течением времени, т.е. изображение поперечного сечения в 2D-режиме (В) или М-режиме (Г). ЗС — задняя стенка; ЛЖ — левый желудочек; МЖП — межжелудочковая перегородка [Bulwer BE, Bulwer BE, Rivero JM, editors. Echocardiography Pocket Guide: The Transthoracic Examination. Burlington, Mass: Jones & Bartlett Learning; 2011, 2013].

14.1В). Тем не менее М-режим все еще используется и особенно полезен для проведения линейных измерений и оценок, которые требуют точной синхронизации относительно сердечного цикла.

В настоящее время для визуализации в 2D-режиме применяют фазированные датчики, в которых пьезоэлектрический кристалл точно нарезан на множество (в настоящее время до 512) элементов, которые излучают и принимают элементы импульсов эхолотатора. Электронным образом луч направляется по дуге в поперечном направлении, создавая плоскость сканирования (рис. 14.2). Датчик излучает ультразвуковые импульсы в упорядоченной последовательности и последовательно «прослушивает» возвращаемые эхосигналы, что носит название *эхоимпульсного метода*. Повторение этой последовательности создает движущиеся изображения. Частоту, с которой эти импульсы испускаются, называют *частотой повторения импульсов* (ЧПИ), или частотой дискретизации. Правильная интерпретация возвращающихся сигналов физически ограничена скоростью звука в тканях (≈ 1540 м/сек) и глубиной исследуемых тканей, что определяет время, которое требуется ультразвуковому сигналу на возвращение к датчику. Тем не менее усовершенствования в скорости обработки позволили достигнуть скоростей частоты кадров (основного фактора, который определяет временное разрешение) более 100 кадров изображения в секунду. На практике оператор эхомашины может увеличить частоту кадров с помощью сужения сектора сканирования, уменьшения глубины сканирования и снижения плотности линий сканирования. Трехмерная ЭхоКГ расширяет концепцию конвергентного сканирования с помощью плоской ячеистой сетки или матрицы элементов (2500+), что позволяет одновременно выполнять многоплоскостную двухмерную визуализацию, а также объемную трехмерную визуализацию и рендеринг (см. далее раздел «Трехмерная эхокардиография»).

Физические основы ультразвука

При создании изображений сердца используются физические характеристики ультразвука. Длина волны используемого ультразвука, обратно пропорциональная частоте ультразвука, основной фактор, который определяет осевое разрешение изображения, равно приблизительно половине длины волны. Чем выше частота ультразвука (т.е. короче длина волны), тем выше пространственное разрешение. Разрешение изображения также зависит от глубины исследуемой структуры. Следовательно, выбор частоты изображения представляет собой оптимальное соотношение между разрешением изображения и глубиной ткани-мишени: при более высоких частотах увеличивается разрешение, но за счет уменьшения проникновения в ткани. Большинство аппаратов ТТЭхоКГ работают на частотах от 2,5 до 5 МГц. Более высокие частоты до 7–10 МГц могут использоваться для визуализации в педиатрической практике, при ЧПЭхоКГ, где датчик расположен ближе к сердцу, или при исследовании структур поле ближней зоны, таких как верхушка сердца из апикального доступа.

Скорость ультразвука в тканях тела в среднем составляет 1540 м/сек, что почти соответствует скорости звука в воде с незначительными изменениями при прохождении ультразвуковых волн через различные составляющие тела. Эти небольшие различия в скорости ультразвука в разных средах (например, в крови, мышцах, жире, воздухе) приводят к рассогласованию волнового сопротивления на границах раздела тканей, в результате чего возникает *зеркальное отражение*, которое отражает границу между различными тканями. Наиболее выраженное отражение

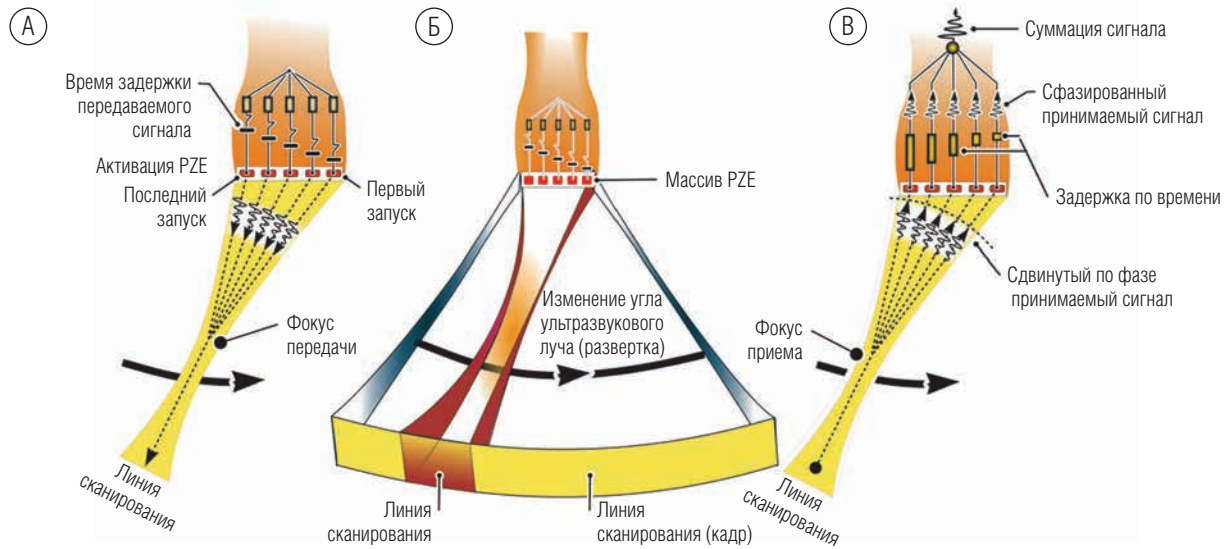


РИС. 14.2 Работа фазированного датчика. **(А)** Во время передачи импульса электронные временные задержки при запуске пьезоэлектрических элементов датчика приводят к тому, что линия сканирования проходит по дуге. **(Б)** Современные эхокардиографические датчики сканируют относительно широкий сектор, направляя электронный луч через плоскость сканирования. **(В)** Во время приема импульса возвращаемые эхосигналы, принятые каждым элементом датчика, перед суммацией и обработкой должны быть сдвинуты во времени или фазированы. PZE — пьезоэлементы [Bulwer BE, Shernan SK, Thomas JD. Physics of echocardiography. In Savage RM, Aronson S, Shernan SK, editors. Comprehensive Textbook of Perioperative Transesophageal Echocardiography. Philadelphia: Wolters Kluwer: Lippincott, Williams & Wilkins; 2009, pp. 1–41].

возникает при перпендикулярном попадании ультразвука на границу раздела и при значительных различиях плотности тканей. Когда ультразвук сталкивается с неоднородной тканью, такой как миокард, печень или другие, возникает разнонаправленное отражение, или *обратное рассеяние*, что приводит к появлению пятнистых изображений. Сочетание зеркального отражения и обратного рассеяния, а также уникальное взаимодействие ультразвука и ткани, такие как рефракция, интерференция и затухание, способствуют появлению характерной серой шкалы на ультразвуковых изображениях. Ультразвук слабо проникает через воздух и кости, что представляет одну из самых серьезных проблем для ЭхоКГ, потому что сердце окружено легкими и грудной клеткой. Возможность обойти эти ограничения во время получения изображения подчеркивает важность навыков оператора и преимущества подхода ЧПЭхоКГ в конкретных клинических ситуациях.

За последнее десятилетие некоторые разработки позволили улучшить качество ультразвукового исследования (УЗИ). Увеличение количества элементов в фазированных датчиках повысило число линий сканирования и, следовательно, разрешение в поперечном направлении. Теперь в практике используется *гармоническая визуализация тканей*. При этой методике датчик регистрирует возврат ультразвуковых сигналов гармоник второго порядка, которые в два и более раз кратны основной частоте излучаемого ультразвука. Это позволяет эффективно отфильтровывать более слабые шумовые сигналы из камер сердца и значительно улучшает четкость изображения границ тканей, в частности границ эндокарда (рис. 14.3), по сравнению с основным изображением.

ОСНОВЫ ДОППЛЕРОГРАФИИ

Кроме создания изображений структур сердца, ультразвук может использоваться для определения скорости кровотока в сердце и для количественной оценки движения миокарда. Эти методы основаны на принципе Допплера, который гласит, что частота

сигнала, отраженного от движущегося объекта, будет изменяться (сдвигаться) от генерируемой частоты в зависимости от того, движется ли объект к наблюдателю или от него. Ультразвук, который отражается от эритроцитов, движущихся к датчику, будет возвращаться с более высокой частотой, тогда как поток крови от датчика будет вызывать возврат низкочастотного сигнала (рис. 14.4). Разница между частотой генерируемых и отраженных импульсов называется *доплеровским сдвигом частоты* и зависит от скорости ультразвука в среде и скорости кровотока. Основное уравнение для доплеровского сдвига частоты (f_d):

$$f_d = f_t V / c,$$

где f_t — частота генерируемых ультразвуковых импульсов, V — скорость кровотока, c — скорость ультразвука в ткани.

При ЭхоКГ происходит умножение в 2 раза потому, что доплеровский сдвиг частоты наблюдается дважды (когда волна идет к движущемуся объекту и от него). В частности, полученная информация о скорости является наиболее точной, когда ультразвуковой луч выровнен параллельно направлению кровотока (т.е. оптимальный угол инсонации составляет 0°). При невозможности физического скорректировать угол инсонации (θ) можно применять поправочный коэффициент $\cos\theta$. Таким образом, уточненное уравнение для доплеровского сдвига частоты имеет вид:

$$F_d = 2f_t V (\cos\theta) / c,$$

где f_t — частота генерируемых ультразвуковых импульсов, V — скорость кровотока, c — скорость ультразвука в ткани.

В конечном итоге для определения скорости кровотока V используется приведенное выше уравнение.

ИМПУЛЬСНО-ВОЛНОВАЯ И НЕПРЕРЫВНО-ВОЛНОВАЯ ДОППЛЕРОГРАФИЯ

Два основных типа доплерографии — импульсно-волновая (PW) и непрерывно-волновая (CW). При импульсно-волновой доплерографии (рис. 14.5А) дискретные импульсы ультразвука отражаются от движущихся структур (т.е. эритроцитов, проходящих через сердце) и возвращаются к датчику. С помощью *синхронизации* или определения конкретного временного окна, в течение которого аппарат «слушает» отраженный сигнал, этот метод можно использовать для определения скорости кровотока

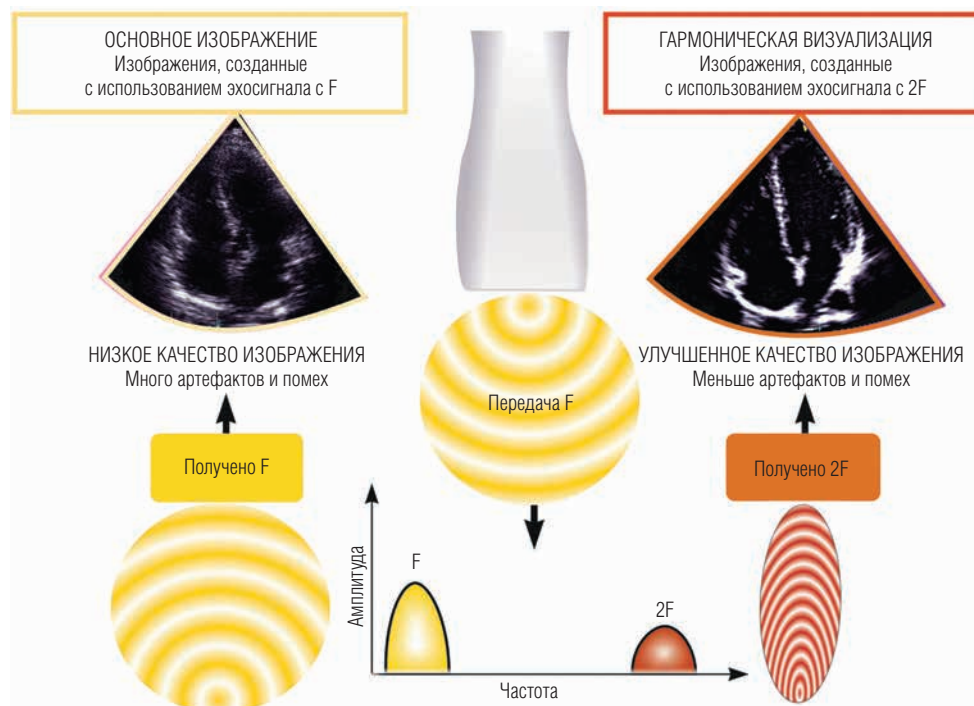


РИС. 14.3 Гармоническая визуализация тканей позволяет улучшить качество изображения, используя гармоники второго порядка. Ультразвук заставляет ткани вибрировать с основной частотой (слева), а также с частотой, кратной (гармоника) основной частоте. Благодаря прослушиванию эхосигналов с более высокой частотой (второго порядка) соотношение сигнал/шум и определение ткани значительно улучшаются (справа). F — основная частота (2,5 МГц); 2F — частота гармоники второго порядка (5 МГц) [Bulwer BE, Shernan SK, Thomas JD. Physics of echocardiography. In Savage RM, Aronson S, Shernan SK, editors. Comprehensive Textbook of Perioperative Transesophageal Echocardiography. Philadelphia: Wolters Kluwer: Lippincott, Williams & Wilkins; 2009, pp. 1–41].

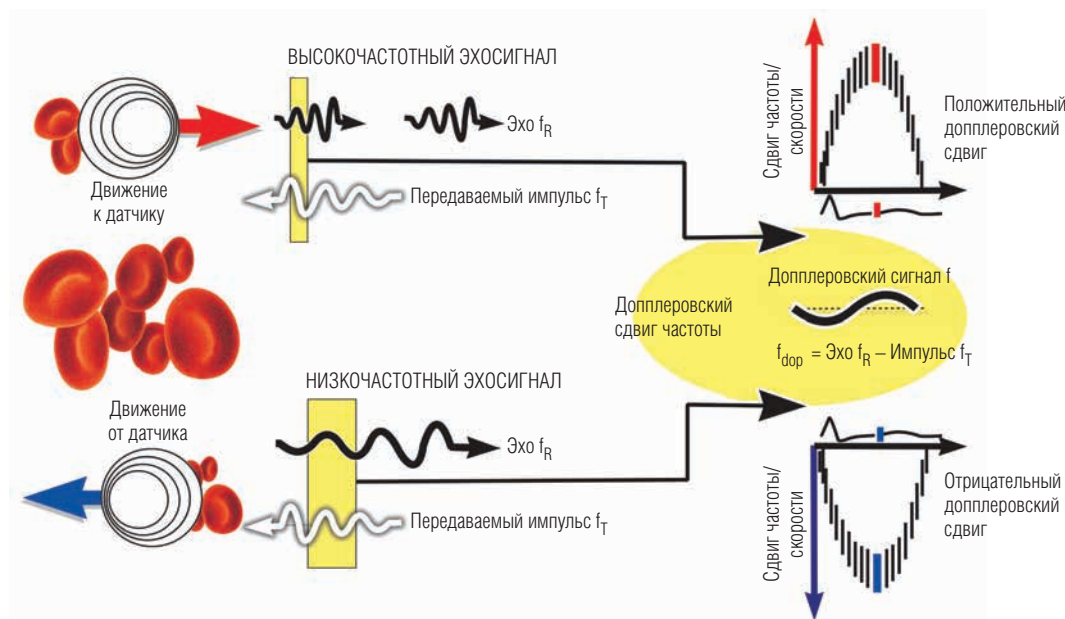


РИС. 14.4 Допплеровский сдвиг частоты. Эхосигнал, отраженный от элементов крови, движущихся к датчику, будет возвращаться с более высокой частотой, чем передаваемый ультразвуковой импульс (вверху). И обратная картина наблюдается, когда кровь удаляется от датчика (внизу). Этот сдвиг частоты используется для определения скорости кровотока. Направление потока отображается графически в виде спектра скорость—время выше или ниже изолинии (при спектральной доплерографии) или в виде скоростей с цветовой кодировкой при цветовом доплеровском картировании кровотока.

на заданной глубине в сердце. Таким образом, при помещении курсора (контрольного объема) на ультразвуковом изображении в 2D-режиме в определенном месте аппарат будет оценивать скорость в этой точке. Поскольку на отражение и возвращение импульсов к датчику требуется время, поэтому их передача не может быть слишком частой, иначе аппарат не сможет определить какой конкретно импульс вернулся, а информация о скорости, полученная на этой глубине, будет неоднозначной.

ЧПИ — это, по сути, частота опроса. Чем выше скорость кровотока, тем выше доплеровский сдвиг частоты и, следовательно, тем выше частота опроса, необходимая для точного опроса этого сдвига (е-рис. 14.1). Эти физические основы ограничивают верхний диапазон скоростей, которые могут быть опрошены с помощью импульсно-волновой доплерографии. Предел Найквиста равен максимальной скорости, которая может быть точно определена количественно в данном контрольном

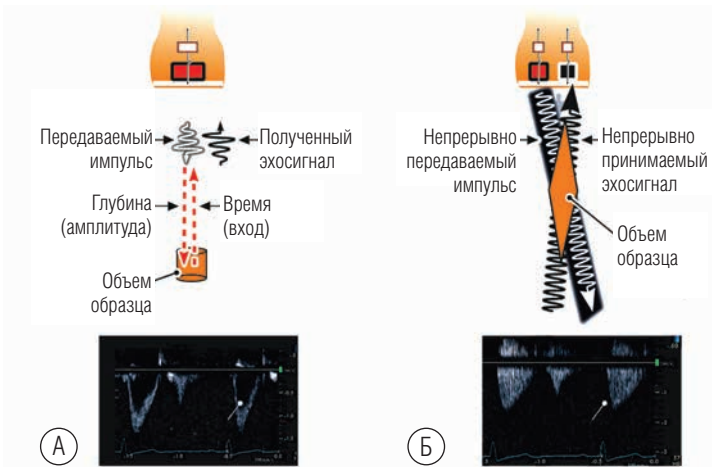


РИС. 14.5 Импульсно-волновая и непрерывно-волновая доплерография. (А) При импульсно-волновой доплерографии используется один пьезоэлектрический элемент, который генерирует импульс, опрашивает небольшой объем образца на определенной глубине и получает отраженные эхосигналы в пределах указанного временного окна. (Б) При непрерывно-волновой доплерографии используются два отдельных элемента датчика: один непрерывно передает импульсы, а другой принимает эхосигналы на большом объеме образца и, таким образом, не позволяет локализовать глубину участка с наибольшей скоростью.

объеме и напрямую связана с ЧПИ (числовое значение равно $1/2$ ЧПИ). ЧПИ, в свою очередь, обратно пропорциональна расстоянию от контрольного объема до датчика. Аппарат не может оценить скорости, которые превышают предел Найквиста, потому что значения будут выходить за предел шкалы и выглядеть как «помехи дискретизации» (зацикливание) в сгенерированной спектрограмме. Корректировка предела Найквиста на аппарате в большую сторону эффективно повышает ЧПИ до достижения физического предела.

При непрерывно-волновой доплерографии (см. рис. 14.5Б) специально выделенный пьезоэлектрический элемент непрерывно генерирует ультразвук, в то же время другой элемент непрерывно принимает возвратные сигналы. Поскольку ультразвуковой сигнал непрерывный, а не импульсный, получаемый сигнал не позволяет определить глубину мишени. Однако при этом методе отсутствуют ограничения в определении скоростей, в отличие от импульсно-волновой доплерографии. Таким образом, импульсно-волновая доплерография в основном используется для оценки кровотока с относительно низкой скоростью (обычно $\leq 1,5$ м/сек) в определенной локализации, тогда как непрерывно-волновая доплерография применима для оценки более высоких скоростей (обычно $\geq 1,5$ м/сек) вдоль луча преобразователя, но не позволяет определить место, в котором скорость наибольшая. Обратите внимание, что кривые при импульсно-волновой доплерографии имеют линейный «выемчатый» спектр, потому что кровь в небольшом контрольном образце в основном перемещается с одинаковыми скоростями (ламинарный поток), тогда как кривые при непрерывно-волновой доплерографии «заполнены», потому что принимаются и регистрируются все изменяющиеся скорости вдоль ультразвукового луча.

ЦВЕТОВОЕ ДОПЛЕРОВСКОЕ КАРТИРОВАНИЕ КРОВОТОКА

Цветовое доплеровское картирование кровотока — это метод импульсно-волновой доплерографии, при котором на изображении изучаемой области в 2D-режиме накладываются закодированные цветами скорости, которые отражают как средние скорости, так и направленность потока (рис. 14.6). Принято синим цветом обозначать удаляющийся от датчика поток, а красным цветом — направленный к датчику. Поскольку цветовое доплеровское картирование кровотока является видом импульсно-волновой доплерографии, возможна неоднозначность оценки

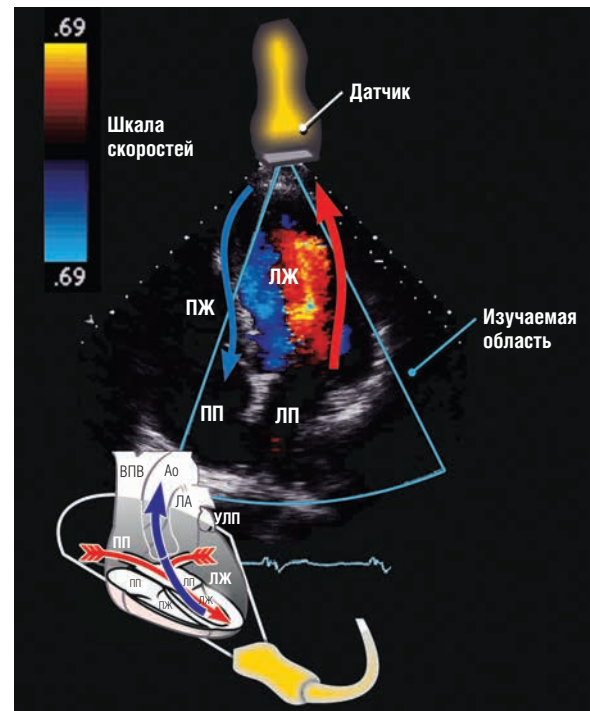


РИС. 14.6 Цветовое доплеровское картирование кровотока. Поток крови, движущийся к датчику, принято обозначать красным цветом, а поток, удаляющийся от датчика, — синим цветом. Цветовая шкала скоростей отражает увеличение скорости в любом направлении, при этом более высокие скорости обозначаются нарастанием яркости оттенков. Обратите внимание на предел Найквиста (69 см/сек), который отображается над и под планкой цветовой шкалы. Скорости, которые превышают предел Найквиста, вызывают артефакт наложения при кодировании цветов противоположных направлений. Ао — аорта; ВПВ — верхняя полая вена; ЛА — легочная артерия; ЛЖ — левый желудочек; ЛП — левое предсердие; ПЖ — правый желудочек; ПП — правое предсердие; УЛП — ушко левого предсердия [Bulwer BE, Rivero JM, editors. Echocardiography Pocket Guide: The Transthoracic Examination. Burlington, Mass: Jones & Bartlett Learning; 2011, 2013, p. 156].

доплеровского сдвига частоты, потому что при высоких скоростях (больше, чем предел Найквиста) возникает элайзинг-эффект (aliasing effect), или артефакт наложения, при кодировании цветов противоположных направлений. Турбулентный поток, в котором присутствует широкий диапазон скоростей, проявляется в виде разноцветного мозаичного рисунка (обычно зеленого и желтого). В некоторых системах дисперсия скоростей относительно средней кодируется цветом с наложением оттенков зеленого. Цветовое доплеровское картирование кровотока позволяет в реальном времени визуализировать движение крови в сердце и особенно полезно для определения ускорения и турбулентности кровотока. Следовательно, эта методика применима для определения как поражений с регургитацией, при которых наблюдается быстрое движение крови противоположно ожидаемому направлению кровотока, так и дискретных стенозов, при которых происходит ускорение кровотока.

СПЕКТРЫ КРОВОТОКА И ДОПЛЕРОВСКИЕ СИГНАЛЫ

Ламинарный и турбулентный кровоток. В норме кровотоки в сердце и крупных сосудах преимущественно ламинарные. Это означает, что направление и скорость кровотока равномерны даже в области клапанов. На рис. 14.7 продемонстрирован спектральный доплеровский сигнал кровотока при ламинарном потоке, который характеризуется выемчатой формой волны с узким контуром, что свидетельствует об одинаковых скоростях кровотока. Например, при оценке выносящего тракта левого желудочка (ВТЛЖ) доплеровский спектр отражает скорость кровотока на протяжении всей систолы и обычно является ламинарным. Напротив, стеноз клапана или сосудов, а также обструктивное

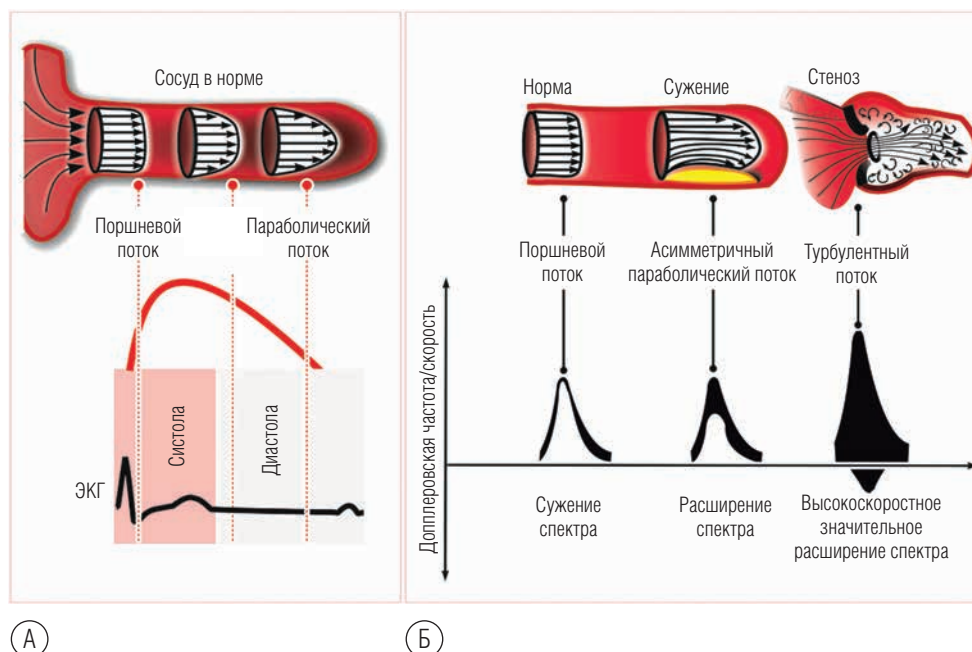


РИС. 14.7 Спектры скоростей потока при спектральной доплерографии. **(А)** В норме на протяжении сердечного цикла большинство потоков внутри сердца и крупных артерий имеют ламинарный спектр, называемый поршневым потоком, который из-за силы сопротивления и вязкости крови становится параболическим. **(Б)** При импульсно-волновой доплерографии самый узкий спектр наблюдается во время начальных фаз систолы или при открытых клапанах (поршневой поток). По мере стенозирования сосуда турбулентность приводит к все более широкому изменению скоростей и направлений потока. Это проявляется в виде скачка скоростей выше и ниже изолинии. ЭКГ — электрокардиограмма [Bulwer BE, Shernan SK, Thomas J. Physics of echocardiography. In Savage RM, Aronson S, Shernan SK, editors. Comprehensive Textbook of Perioperative Transesophageal Echocardiography. Philadelphia: Wolters Kluwer: Lippincott, Williams & Wilkins; 2009, p. 23].

поражение часто приводят к возникновению турбулентного потока, при котором движение крови приобретает различные скорости и направления. В этих случаях при импульсно-волновой доплерографии отображаемый спектр скоростей будет шире. Это явление называют расширением спектра. При цветовом доплеровском картировании кровотока турбулентное течение проявляется ярче со смешением цветов.

Скорость кровотока, определенная по доплеровскому сдвигу частоты, зависит от угла инсонации, что отражает уравнение Доплера (см. ранее). Если вектор потока не точно совпадает с ультразвуковым лучом, то скорости, рассчитанные по доплеровскому сдвигу частоты, будут занижены. Эта проблема может быть решена путем регулировки угла, что рассчитывается на уровне аппарата. Однако чем дальше угол потока отклоняется от угла луча, тем больше вероятность ошибки в расчете.

На практике при УЗИ сердца рекомендуется просто максимально уменьшить угол инсонации путем позиционирования датчика и пациента, а также избегать доплеровских оценок при наличии значительного угла. Именно по этой причине оценка пиковых скоростей кровотока при аортальном стенозе (АС) и трикуспидальной регургитации (ТР) выполняется из нескольких окон, таким образом можно выбрать наименьший угол инсонации, чтобы избежать недооценки. В особых случаях, при истинном ламинарном потоке и невозможности устранить угол инсонации, например, при УЗИ сосудов, применим поправочный коэффициент.

Допплерография на практике

Допплерографию используют в основном для оценки скорости кровотока в сердце и кровеносных сосудах. Скорость кровотока внутри сердца зависит от градиента давления между камерами, причем чем выше градиент, тем выше скорость. Это соотношение может быть описано уравнением Бернулли, согласно которому градиент давления (ΔP) между двумя камерами, разделенными отверстием, оцени-

вается по скорости потока через отверстие. Исходное уравнение Бернулли (е-рис. 14.2) является сложным и включает переменные показатели ускорения потока и вязкости, а также постоянную величину для плотности жидкости. В уравнении, используемом в клинической практике для ЭхоКГ, допускается, что эти два фактора незначительны, и что скорость (V_1) потока проксимальнее отверстия относительно низкая по сравнению со скоростью потока дистальнее. В результате получается значительно упрощенное уравнение для ΔP для использования в клинической эхокардиографии:

$$P_1 - P_2 = 4V^2,$$

где P — давление, V — скорость потока.

Например, пиковая скорость потока струи ТР может использоваться для расчета градиента давления ΔP между правым желудочком (ПЖ) и правым предсердием, что при дополнительной оценке давления в правом предсердии (ПП) позволяет оценить систолическое давление в ПЖ (и, следовательно, в большинстве случаев систолическое давление в легочной артерии). Аналогично разность скоростей кровотока между ВТЛЖ и аортой может быть использована для расчета пикового мгновенного градиента давления через стенозированный аортальный клапан (АК). Важно понимать, что доплерография измеряет скорость, а не давление и не кровоток непосредственно. Градиенты давления определяются на основании скоростей по уравнению Бернулли, но абсолютное давление внутри камер не может быть измерено напрямую, как при катетеризации сердца. Точно так же объем кровотока не может быть измерен напрямую, хотя существуют доплеровские методы, которые позволяют дать их довольно точную оценку (см. далее).

Оценка кровотока и уравнение непрерывности

Допплеровские методы используются для оценки скорости кровотока, но при расчете произведения интеграла скорости кровотока (VTI), т.е. интегрированной скорости в течение всего сердечного интервала, и площади поперечного сечения (ППС) исследуемой области также может быть получена величина кровотока (рис. 14.8). Например, ударный объем (УО) может быть оценен путем опроса области ВТАЖ с помощью импульсно-волновой доплерографии и произведения VTI и ППС (рассчитывается путем измерения диаметра ВТАЖ и при допущении, что она имеет форму круга, πr^2):

$$УО = VTI_{ВТАЖ} \times S_{ВТАЖ},$$

где S — площадь, УО — ударный объем, VTI — интеграл скорости кровотока, ВТАЖ — выносящий тракт левого желудочка.

Принцип непрерывности основан на сохранении массы и гласит о том, что кровотоки в одной области сердца должны быть эквивалентны кровотоку в другой области (при условии отсутствия промежуточного сброса крови). Это может быть использовано вместе с доплеровским анализом для определения неизвестной области, например области стенозированного клапана. При субоптимальном качестве изображения могут возникнуть трудности в непосредственном измерении ППС стенозированного клапана (т.е. с помощью планиметрии). Площадь стеноза можно рассчитать, если с помощью двухмерной ЭхоКГ и доплерографии измерить ППС и VTI проксимальнее клапана и VTI на самом клапане. Поскольку скорости кровотока через стенозированные клапаны обычно слишком высоки, чтобы их можно было оценить с помощью импульсно-волновой доплерографии, обычно используется непрерывно-волновая доплерография, допуская, что наивысшие достигнутые скорости соответствуют самой узкой области вдоль ультразвукового луча. Поскольку принцип непрерывности гласит, что кровоток через ВТАЖ должен

равняться кровотоку через АК, преобразование уравнения для получения площади отверстия аортального клапана (ПОАК) даст искомую ППС клапана:

$$VTI_{ВТАЖ} \times S_{ВТАЖ} = VTI_{АК} \times ПОАК,$$

где S — площадь, VTI — интеграл скорости кровотока, АК — аортальный клапан, ВТАЖ — выносящий тракт левого желудочка.

Точность этой оценки зависит от точности расчета ППС ВТАЖ (и, следовательно, измерения диаметра ВТАЖ) и оптимального расположения курсора при импульсно-волновой и непрерывно-волновой доплерографии.

ТРАНСТОРАКАЛЬНАЯ ЭХОКАРДИОГРАФИЯ

Стандартная ТТЭхоКГ у взрослых состоит из комбинации 2D-режима, М-режима и доплерографии. Рекомендуемый протокол комплексного обследования включает серию проекций, в названии каждой из которых указывается три основных компонента: (1) стандартное положение датчика, или «окно»; (2) ортогональная плоскость визуализации; (3) изучаемая анатомическая область (рис. 14.9, 14.10). В каждом положении датчика оператор в оптимальном варианте получает изображения в 2D-режиме с изображениями в М-режиме, спектральной доплерографией и цветовым доплеровским картированием кровотока при наличии показаний.

Эхокардиография в М-режиме

ЭхоКГ в М-режиме предоставляет большее временное разрешение, чем визуализация в 2D-режиме, и остается предпочтительным методом для определенных линейных измерений, особенно тех, которые лежат на одной прямой с ультразвуковым лучом.

Стандартные результаты, как правило, включают измерения толщины перегородки и задней стенки и размеров камеры левого желудочка (ЛЖ) из парастерального доступа (на рис. 14.11А приведена ЭхоКГ в М-режиме на уровне основания ЛЖ в норме).

Поскольку ЭхоКГ в М-режиме, по сути, представляет собой метод одномерной визуализации, она имеет несколько ограничений, которые следует учитывать. Для точных измерений линия сканирования должна быть ориентирована перпендикулярно длинной оси ЛЖ или левого предсердия (ЛП), что может потребовать корректировки оператором или аппаратом. Оценка объема, массы и функции ЛЖ на основе М-режима может быть неточной при значительных отклонениях геометрии ЛЖ от нормы, например в случае аневризмы или при регионарных нарушениях подвижности стенок.

М-режим имеет историческое значение для диагностики и все еще остается полезным для демонстрации нарушений подвижности клапанов в случаях ревматического митрального стеноза (МС), пролапса митрального клапана (МК) и переднего систолического движения МК, которое происходит при обструктивной гипертрофической кардиомиопатии (ГКМП) (см. рис. 14.11).

Также возможна комбинация М-режима с 2D-режимом для выявления мало заметных изменений в межжелудочковой перегородке и стенке камеры при поражении перикарда. В комбинации с цветовым доплеровским картированием кровотока (цветовой М-режим) дополнительно может быть получена точная информация о времени и направлении кровотока и выполнена оценка диастолической функции.

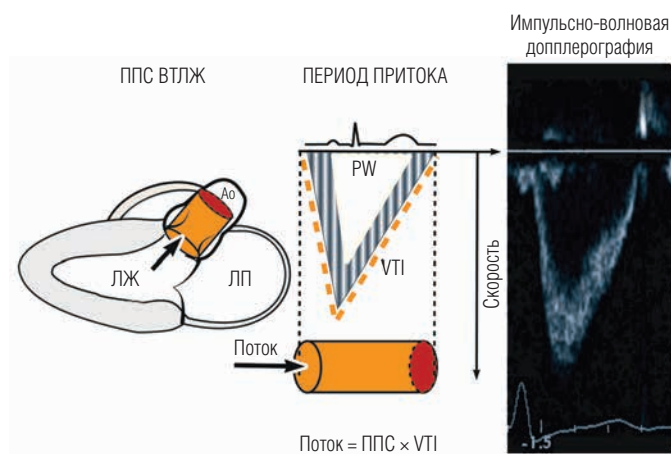


РИС. 14.8 Объемная оценка потока с помощью спектральной доплерографии. Объем цилиндра представляет собой произведение площади поперечного сечения и длины. Используя это геометрическое предположение и допуская постоянный поток во время систолы, можно получить ударный объем по площади поперечного сечения (ППС) выносящего тракта левого желудочка (ВТАЖ), измеренной из парастерального доступа в проекции по длинной оси, умножив на интеграл скорости кровотока (VTI), измеренный из апикального доступа. PW — импульсно-волновой; Ao — аорта; ЛЖ — левый желудочек; ЛП — левое предсердие.

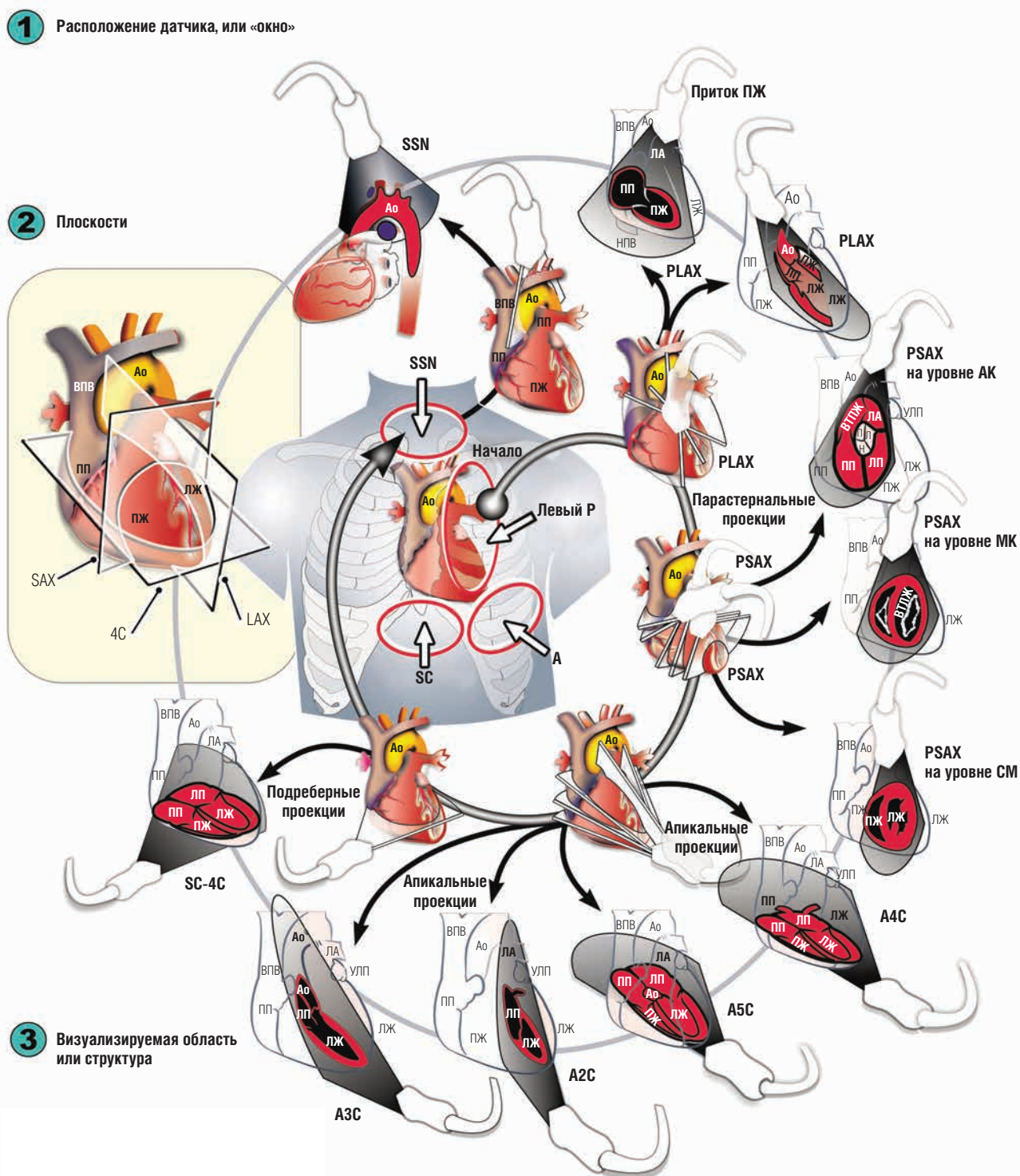
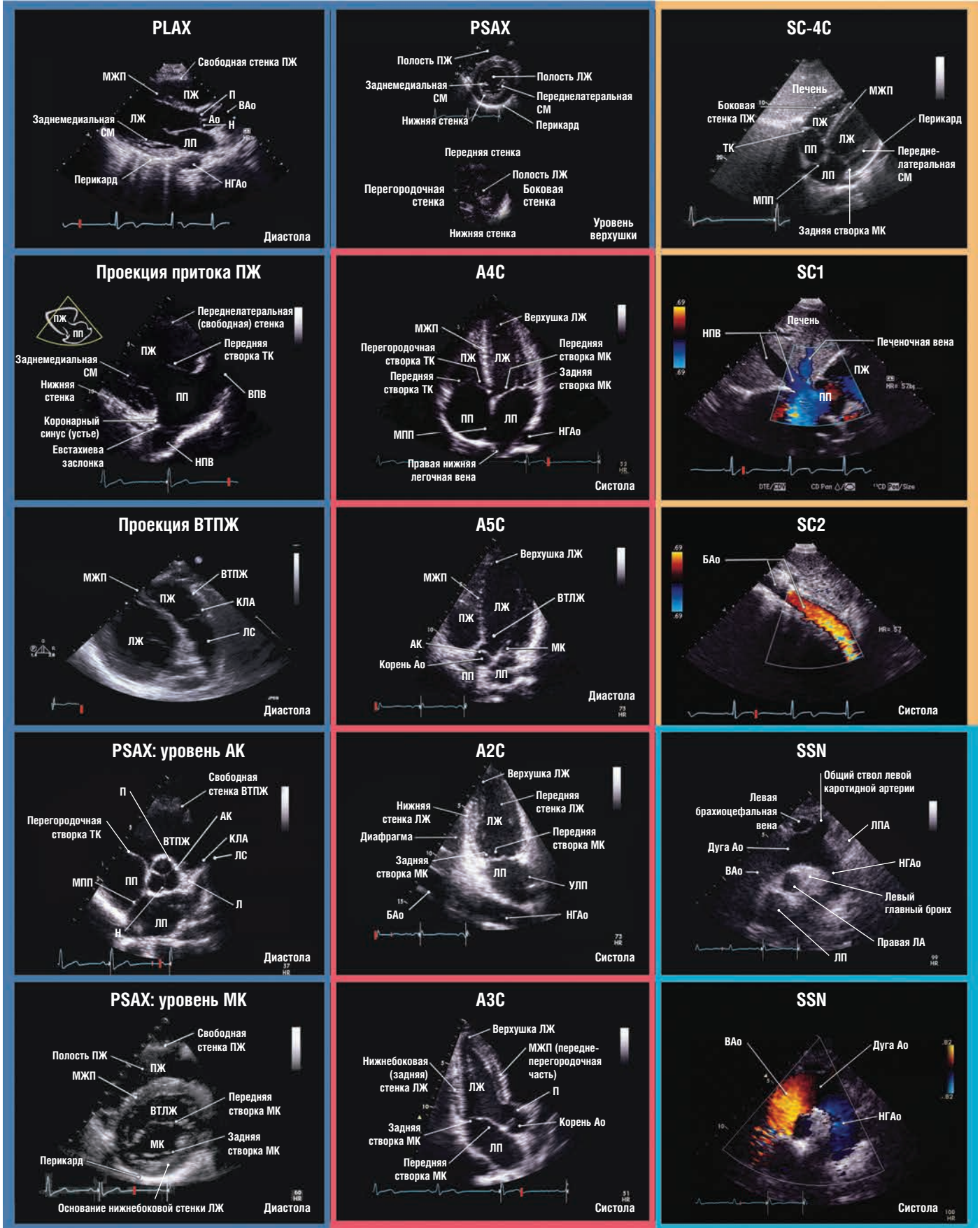


РИС. 14.9 Стандартные проекции, протокол и терминология, рекомендованные ASE для ТТЭхоКГ у взрослых. Для описания каждой проекции используют три параметра: (1) расположение датчика (например, парастеральный доступ, апикальный доступ, субкостальный доступ); (2) плоскость (например, проекция по длинной оси, проекция по короткой оси, четырехкамерная проекция); (3) визуализируемая область или структура. Расшировки сокращений см. рис. 14.10 [Bulwer BE, Shernan SK, Thomas JD. Physics of echocardiography. In Savage RM, Aronson S, Shernan SK, editors. Comprehensive Textbook of Perioperative Transesophageal Echocardiography. Philadelphia: Wolters Kluwer: Lippincott, Williams & Wilkins; 2009, pp. 1–41].

► **РИС. 14.10** Стандартные проекции ТТЭхоКГ у взрослых. А — апикальный доступ; 2С — двухкамерная проекция; 3С — трехкамерная проекция; 4С — четырехкамерная проекция; 5С — пятикамерная проекция; LAX — проекция по длинной оси; Р — парастеральный доступ; PLAX — парастеральный доступ, проекция по длинной оси; PSAX — парастеральный доступ, проекция по короткой оси; SC — субкостальный доступ; SC1 — проекция по длинной оси нижней полой вены; SC2 — проекция по длинной оси брюшной аорты; SC-4C — субкостальный доступ, четырехкамерная проекция; SSN — супрастеральный доступ; АК — аортальный клапан; Ао — аорта; БАо — брюшная аорта; ВАо — восходящая аорта; ВПВ — верхняя полая вена; ВТЛЖ — выносящий тракт левого желудочка; ВТПЖ — выносящий тракт правого желудочка; КЛА — клапан легочной артерии; Л — левая створка (коронарная); ЛА — легочная артерия; ЛЖ — левый желудочек; ЛП — левое предсердие; ЛПА — левая подключичная артерия; ЛС — легочный ствол; МЖП — межжелудочковая перегородка; МК — митральный клапан; МПП — межпредсердная перегородка; Н — некоронарная створка; НГАО — нисходящая грудная аорта; НПВ — нижняя полая вена; П — правая створка (коронарная); ПЖ — правый желудочек; ПП — правое предсердие; СМ — сосочковые мышцы; ТК — трикуспидальный клапан; УЛП — ушко левого предсердия.



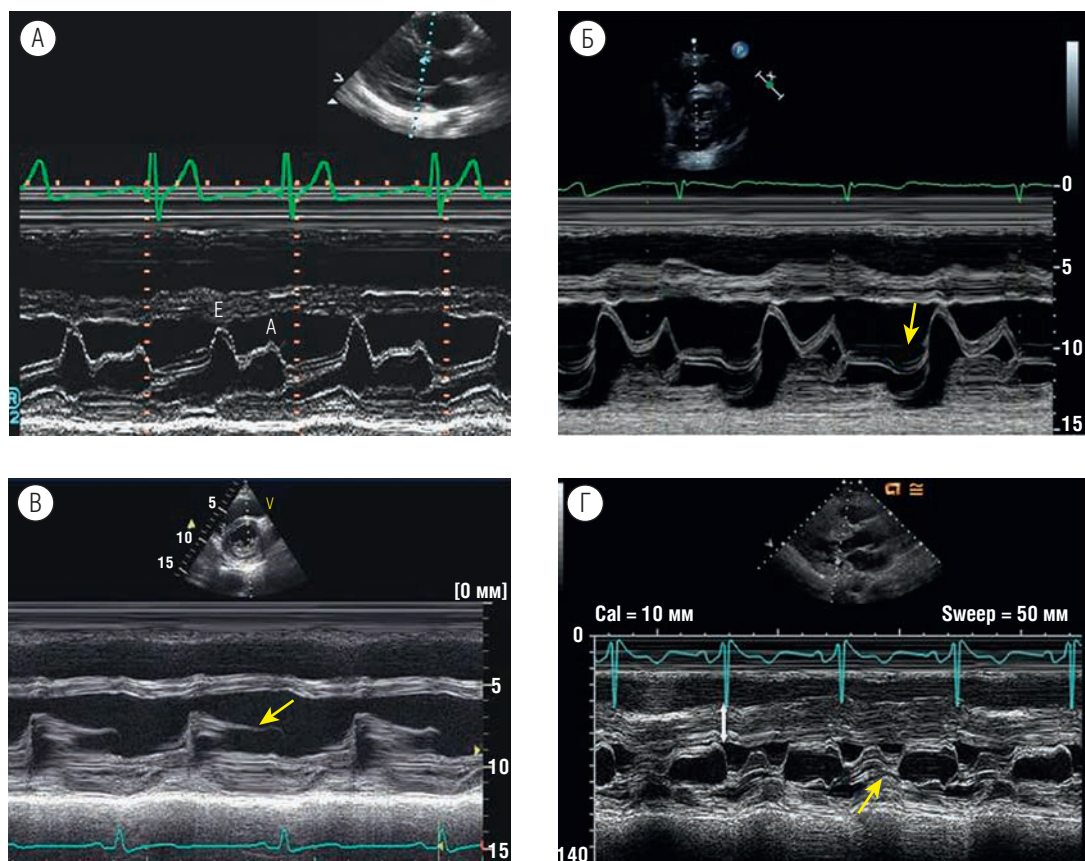


РИС. 14.11 Графическая запись в М-режиме. **(А)** Пациент с нормальными показателями, вид через основание левого желудочка на уровне кончиков створок митрального клапана. Обратите внимание на волны Е и А, соответствующие движению передней створки митрального клапана в ранней диастоле (Е) и при сокращении предсердия (А) соответственно. Сравните с **(Б)**: пациент с пролапсом митрального клапана, наблюдается поздний систолический изгиб (стрелка) створок митрального клапана кзади. **(В)** Пациент с ревматическим митральным стенозом с утолщенными створками митрального клапана, которые движутся параллельно друг другу, выпрямлением наклона после волны Е (наклон Е–F) и уменьшением раскрытия створок в диастолу. **(Г)** Пациент с обструктивной ГКМП с выраженным утолщением межжелудочковой перегородки (белая стрелка) и передним систолическим движением створок МК (желтая стрелка).

АРТЕФАКТЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

Артефакты ультразвуковой визуализации широко распространены в ЭхоКГ и основаны на физических принципах ультразвука. Артефакты могут представлять собой изображения несуществующих структур или могут быть обусловлены реальными структурами, такими как ребра, которые затрудняют визуализацию сердца. Большинство артефактов обусловлено физическим взаимодействием ультразвука и тканей. К наиболее распространенным артефактам относятся: (1) артефакты ослабления, в результате которых появляется «затенение», обычно обусловленное ребрами или костными структурами; (2) артефакты «боковых лепестков», которые возникают, когда на центральное изображение помимо основного ультразвукового луча от латеральных структур отражаются боковые лучи с более низкой энергией («боковые лепестки»); (3) артефакты многократного отражения, при которых происходит отражение звуковых волн между сильными отражающими границами, часто перикардом, плеврой или стенкой аорты, и датчиком более одного раза, в результате чего возникают зеркальные изображения ([видео 14.1](#)) или помехи ближнего поля; (4) артефакты реверберации, вызванные продолжающимся повторением внутреннего отражения, что часто наблюдается за механическими протезами клапанов или канюлями устройства вспомогательного кровообращения (УВК) ЛЖ ([рис. 14.12](#)). Один тип артефакта реверберации, артефакт «хвоста кометы», может быть полезен для выявления интерстициальной жидкости в легких.

Оценка структуры и функции сердца

Основной целью обследования с помощью ЭхоКГ остается оценка структуры и функции сердца. Можно выполнить

качественную и количественную оценку каждой камеры, клапана и крупного сосуда, чтобы определить любые изменения размера, геометрии и проходимости. Измерение структур сердца, как правило, производится в различных областях сердца с получением линейных и объемных размеров и площадей. Эти методы часто дополняют друг друга. Например, несмотря на то что объемные показатели ЛЖ (*см. далее*), как правило, считаются наиболее подходящими для характеристики размера ЛЖ, во многих лабораториях продолжают регистрировать линейные размеры полостей, поскольку в литературе широко описана корреляция этих показателей с исходами многих патологических состояний. Кроме того, линейные размеры могут быть менее изменчивыми, чем измерения показатели площади или объема, и, следовательно, могут быть более надежными для оценки изменений во времени.

В [табл. 14.1–14.3](#) показаны нормальные показатели при ЭхоКГ. В [табл. 14.1](#) приведены нормальные диапазоны для линейных размеров и объема ЛЖ населения в целом, но в идеале следует учитывать не только пол, но также площадь поверхности тела и возраст ([е-рис. 14.3, 14.4](#)) [2]. Современные совместные заключения American Society of Echocardiography (ASE) также предоставляют отдельные значения, т.е. диапазон незначительного, среднего и значительного отклонения, для размера, массы и фракции выброса левого желудочка (ФВЛЖ) и объема ЛП с той оговоркой, что диапазоны были рассчитаны только на основе обобщенного опыта, и степень отклонения не обязатель-



РИС. 14.12 Частые артефакты при ЭхоКГ. **(А)** Артефакты затухания, вызванные уменьшением интенсивности ультразвукового луча по мере увеличения глубины, что приводит к исчезновению и выпадению. **(Б)** Артефакты «боковых лепестков» возникают, когда структуры на пути лучей боковых лепестков ошибочно наносятся на изображение. **(Г, Д)** Часто встречаются артефакты реверберации. Они могут быть крупными, как в случае отражений от приточной канюли левожелудочкового устройства вспомогательного кровообращения (Д, стрелки слева), или мелкими: «хвост кометы» или «дребезжание сигнала» из-за множественных ревербераций, которые неизменно возникают границе плевры и перикарда с высоким отражением (Д, стрелки справа). **(В, Е)** Зеркальный артефакт, который обусловлен отражением на границе между тканями и датчиком. 30 — зеркально отраженный; ЗСЛЖ — задняя стенка левого желудочка; ЛЖ — левый желудочек; НПВ — нижняя полая вена; ПЖ — правый желудочек.

но означает прямую корреляцию с исходами или прогнозом (см. табл. 14.2). Также существуют нормальные значения параметров ЛЖ, получаемых с помощью трехмерной ЭхоКГ, которые представляются достоверными и воспроизводимыми при хорошем качестве изображения. В целом объемы ЛЖ, рассчитанные с помощью трехмерной визуализации, меньше, чем полученные на основе данных МРТ, при этом сохраняется верной корреляция относительно пола и площади поверхности тела [2].

Размер и масса левого желудочка

Традиционно объем ЛЖ можно оценить по одной из нескольких формул, в которых для расчета объема используют линейные или 2D-размеры, исходя из предположения, что ЛЖ по форме приближается к вытянутому эллипсоиду или цилиндрическому гемиеллипсоиду (рис. 14.13).

Преимущество этих подходов в том, что они относительно воспроизводимы и просты в расчете. Многие исследования опираются на данные, полученные в М-режиме. При отклонении геометрии желудочка от нормы вследствие нарушения подвижности стенки или ремоделирования оценка объема ЛЖ менее точна. Было доказано, что модифицированный двухплоскостной метод дисков Симпсона более точен для любой геометрической формы ЛЖ и рекомендован к использованию (рис. 14.14). Этот метод требует отслеживания границы эндокарда из апикального доступа в четырех- и двухкамерной проекциях с использованием компьютерной программы для измерения диаметра и высоты равномерно распределенных срезов вдоль желудочка. Рассчитав объем каждого осевого среза

ТАБЛИЦА 14.1 Нормальные значения размеров и функции левого желудочка в зависимости от пола

Показатель	Мужчины		Женщины	
	Среднее $\pm$ СО	Диапазон 2-СО	Среднее $\pm$ СО	Диапазон 2-СО
Внутренний размер				
Диастолический размер (мм)	50,2 $\pm$ 4,1	42,0–58,4	45,0 $\pm$ 3,6	37,8–52,2
Систолический размер (мм)	32,4 $\pm$ 3,7	25,0–39,8	28,2 $\pm$ 3,3	21,6–34,8
Объем (двухпроекционный)				
КДОЛЖ (мл)	106 $\pm$ 22	62–150	76 $\pm$ 15	46–106
КСОЛЖ (мл)	41 $\pm$ 10	21–61	28 $\pm$ 7	14–42
Объем с поправкой на площадь поверхности тела				
КДОЛЖ (мл/м ²)	54 $\pm$ 10	34–74	45 $\pm$ 8	29–61
КСОЛЖ (мл/м ²)	21 $\pm$ 5	11–31	16 $\pm$ 4	8–24
ФВЛЖ (двухпроекционная)	62 $\pm$ 5	52–72	64 $\pm$ 5	54–74

КДОЛЖ — конечный диастолический объем левого желудочка; КСОЛЖ — конечный систолический объем левого желудочка; СО — стандартное отклонение; ФВЛЖ — фракция выброса левого желудочка.

[Lang RM, Badano LP, Mor-Avi Victor, et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. J Am Soc Echocardiogr. 2015;28:1.]

ТАБЛИЦА 14.2 Нормальные диапазоны и пороговые значения фракции выброса левого желудочка и объема левого предсердия

Параметры	Мужчины				Женщины			
	Нормальный диапазон	Отклонение			Нормальный диапазон	Отклонение		
		Легкое	Умеренное	Выраженное		Легкое	Умеренное	Выраженное
ФВЛЖ (%)	52–72	41–51	30–40	< 30	54–74	41–53	30–40	< 30
Максимальный объем ЛП/ППТ (мл/м ²)	16–34	35–41	42–48	> 48	16–34	35–41	42–48	> 48

ЛП — левое предсердие; ППТ — площадь поверхности тела; ФВЛЖ — фракция выброса левого желудочка.
 [Lang RM, Badano LP, Mor-Avi Victor, et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. J Am Soc Echocardiogr. 2015;28:1.]

ТАБЛИЦА 14.3 Нормальные диапазоны индекса массы миокарда левого желудочка*

Индекс	Женщины	Мужчины
Линейный метод		
Масса ЛЖ (г)	67–162	88–224
Масса ЛЖ/ППТ (г/м²)	43–95	49–115
Относительная толщина стенок (см)	0,22–0,42	0,24–0,42
Толщина перегородки (см)	0,6–0,9	0,6–1,0
Толщина задней стенки (см)	0,6–0,9	0,6–1,0
Двухмерный метод		
Масса ЛЖ (г)	66–150	96–200
Масса ЛЖ/ППТ (г/м²)	44–88	50–102

* Значения, выделенные жирным шрифтом, рекомендованы и лучше валидизированы.
 ЛЖ — левый желудочек; ППТ — площадь поверхности тела.
 [Lang RM, Badano LP, Mor-Avi Victor, et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. J Am Soc Echocardiogr. 2015;28:1.]

с помощью этих измерений и суммировав их, можно получить общий объем камеры. При хорошем качестве визуализации метод очень достоверный. Однако на практике субоптимальное качество изображения может вызвать трудности с определением границы эндокарда. Кроме того, расчет объема по проекции желудочка, которая проходит с незначительным отклонением от угла датчика из апикального доступа, может вызвать значительное занижение результата. Разработка и использование ЭхоКГ с контрастированием, трехмерной ЭхоКГ и анализа деформаций могут снизить влияние этих ограничений (см. далее) и, по-видимому, позволяют повысить точность и воспроизводимость исследования.

Масса ЛЖ может быть рассчитана по одной из нескольких формул, которые учитывают толщину стенки и размер камеры [2], обычно с использованием линейных (М-режим) или 2D-размеров и геометрическим моделированием формы миокардиальной «оболочки» ЛЖ (е-рис. 14.5). Эти формулы были валидизированы для использования при отсутствии изменений формы желудочка, однако, как и для расчета объема, отклонение по форме снижает достовер-

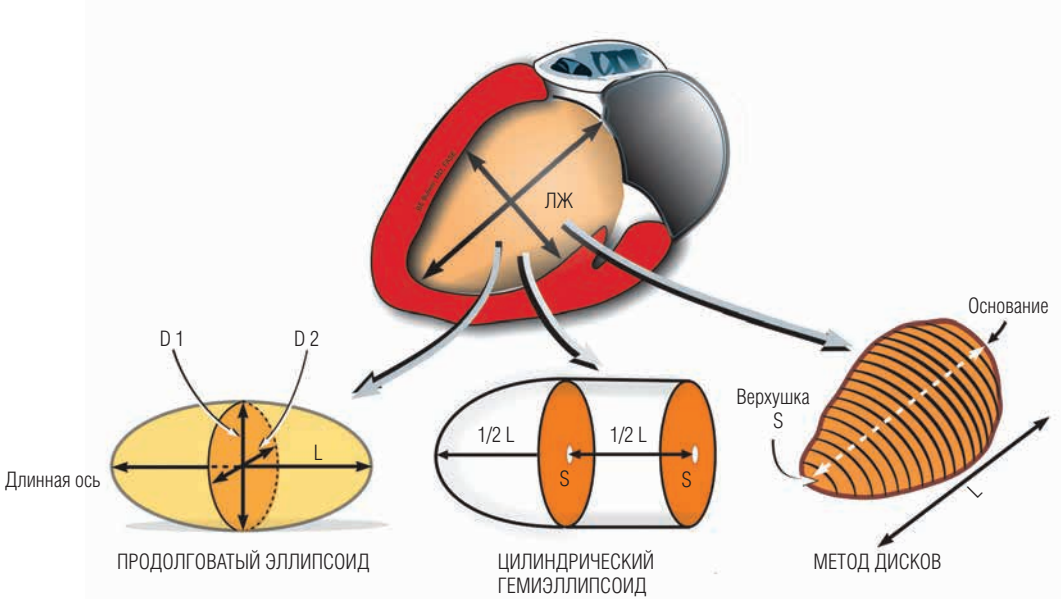


РИС. 14.13 Геометрические модели и предположения, используемые при количественном определении объемов левого желудочка (ЛЖ) при двухмерной ЭхоКГ. D — диаметр левого желудочка; L — длина левого желудочка; S — площадь [Bulwer BE, Rivero J, Solomon SD. Basic principles of echocardiography and tomographic anatomy. In Solomon SD, editor. Atlas of Echocardiography. 2nd ed. Philadelphia: Current Science/Springer Science; 2009, pp. 1–24].

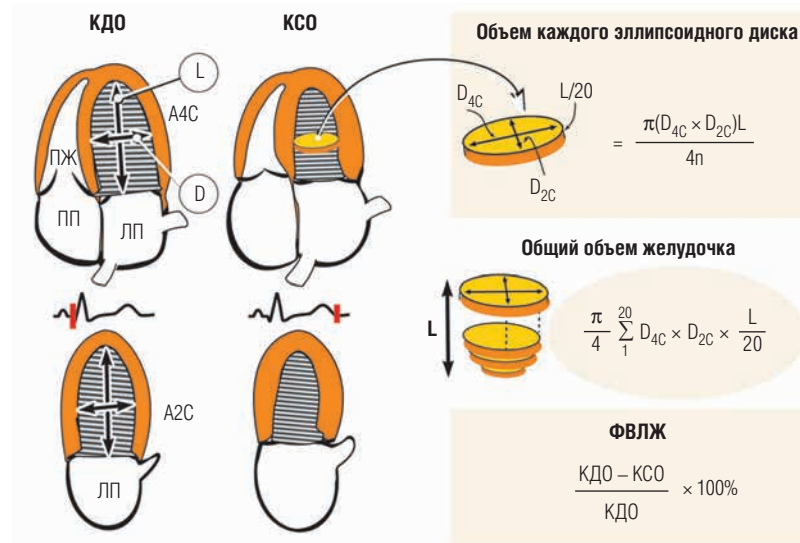


РИС. 14.14 Метод дисков Симпсона для количественного определения объема левого желудочка и фракции выброса левого желудочка (ФВЛЖ) при двухмерной ЭхоКГ. А2С — апикальный доступ, двухкамерная проекция; А4С — апикальный доступ, четырехкамерная проекция; D — диаметр левого желудочка; L — длина левого желудочка; n — количество дисков; КДО — конечный диастолический объем; КСО — конечный систолический объем; ЛП — левое предсердие; ПЖ — правый желудочек; ПП — правое предсердие [Bulwer BE, Rivero J, Solomon SD. Basic principles of echocardiography and tomographic anatomy. In Solomon SD, editor. Atlas of Echocardiography. 2nd ed. Philadelphia: Current Science/Springer Science; 2009, pp. 1–24].

ность. Более точным представляется использование наборов 3D-данных, в которых толщина стенок измеряется во множестве точек, а масса рассчитывается без учета геометрии полости, но этот метод опять же зависит от качества изображения. Также для 3D-данных менее определены нормальные значения.

При использовании любого метода необходимо избегать измерения стенок в конце диастолы, потому что в зависимости от используемых расчетов незначительные ошибки могут быть экспоненциально умножены. В табл. 14.3 приведены принятые в настоящее время нормальные значения. Индекс массы ЛЖ (полученный из 2D-размеров) выше 95 г/м² для женщин или выше 115 г/м² для мужчин считается аномально высоким. Патологическая гипертрофия ЛЖ определяется как увеличение общей массы ЛЖ и не тождественна собственно толщине стенки. Однако, как правило, при отсутствии уменьшения диаметра ЛЖ толщина стенок 12 мм и более коррелирует с гипертрофией ЛЖ. Изменения размера и массы ЛЖ можно подразделить на основании соотношения относительной толщины стенки к общему индексу массы ЛЖ (рис. 14.15). Специфический характер ремоделирования желудочков связан с прогнозом при различных заболеваниях как миокардиальной, так и клапанной этиологии [3].

Систолическая функция левого желудочка

Есть несколько методов оценки систолической функции с помощью ЭхоКГ. Наиболее широко используют ФВЛЖ, которую рассчитывают как разницу между конечным диастолическим объемом (КДО) и конечным систолическим объемом (КСО), деленную на КДО (см. рис. 14.14). ФВЛЖ — один из наиболее изученных показателей в сердечно-сосудистой медицине для диагностики и стратификации риска. Расчет объемов в ЭхоКГ производится преимущественно по модифицированному уравнению Симпсона (см. ранее), а нормальные значения превышают 50%. Большинство аппаратов для ЭхоКГ оснащены программами базового анализа для автоматической оценки ФВЛЖ на основе линейных измерений на уровне основания сердца (например, уравнение Тейхольца и Хинона), которые применимы

для быстрого получения приблизительного значения, но менее точны в случае ремоделирования желудочка. Достоверность любого метода зависит от качества изображения, определения границ эндокарда, геометрической формы желудочка и плоскости изображения. Когда один или несколько из этих факторов субоптимальны, в большинстве клинических случаев надежной и достаточной может быть визуальная оценка «на глаз» опытным спе-

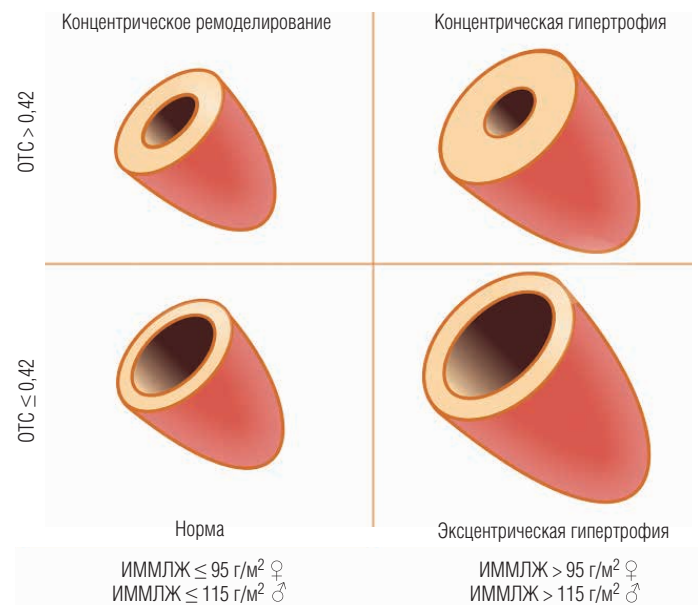


РИС. 14.15 Модели ремоделирования левого желудочка. На основании индекса массы миокарда левого желудочка (ИММЛЖ) и относительной толщины стенки (ОТС) можно выделить три модели ремоделирования левого желудочка: концентрическое ремоделирование (нормальный ИММЛЖ и увеличенная ОТС), эксцентрическая гипертрофия (повышенный ИММЛЖ и нормальная ОТС) и концентрическая гипертрофия (увеличенные ИММЛЖ и ОТС) [Konstam M.A., Kramer D.G., Patel A.R. et al. Left ventricular remodeling in heart failure. current concepts in clinical significance and assessment. J Am Coll Cardiol Imaging. 2011;4:98].

циалистом в области ЭхоКГ. Хотя это обычная практика и во многих случаях более точная, чем математические вычисления, необходимо признать наличие вариабельности результатов как у одного и того же исследователя, так и между разными исследователями, а также следует контролировать воспроизводимость [4].

Обычно для оценки систолической функции в дополнение к ФВЛЖ используются другие подходы. С помощью 2D-режима можно определить ударный объем путем вычитания КСО из КДО. Альтернативный метод заключается в использовании данных доплерографии (описано ранее), при чем для расчета УО необходимо умножить VTI в пределах ВТАЖ на ППС ВТАЖ (см. рис. 14.8). Произведение УО и частоты сердечных сокращений представляет собой сердечный выброс.

Для оценки функции как ЛЖ, так и ПЖ был предложен ряд других методов. Индекс производительности миокарда (MPI), также известный как индекс Tei, определяется как сумма времени изоволюмического расслабления и времени изоволюмического сокращения, деленная на время выброса. Этот метод учитывает как систолическую, так и диастолическую производительность (е-рис. 14.6). Более высокий индекс связан с более выраженным нарушением функции [2]. У взрослых значения MPI ЛЖ выше 0,40 и MPI ПЖ выше 0,43 считаются отклонением от нормы. Этот показатель был соотнесен с исходами различных состояний, в том числе сердечной недостаточности и перенесенного инфаркта миокарда (ИМ). Для оценки скорости сокращения миокарда или S' можно использовать тканевую доплерографию, хотя этот метод оказался более применим для оценки диастолической функции (см. далее).

Визуализация деформации миокарда. Деформация миокарда, или визуализация деформации, усовершенствовалась и стала чувствительным методом оценки сердечной функции. Деформацией обозначают относительное изменение формы между двумя областями, в частности укорочение миокардиальной мышцы в систолу или удлинение в диастолу [2]. Деформация миокарда может быть оценена с помощью доплеровских методов, при которых для получения изменения расстояния между точками производится интегрирование скоростей ткани миокарда. Однако эти методы сопряжены с относительными помехами, требуют специального захвата и зависят от угла. Напротив, визуализация деформации, основанная на методах двухмерного спекл-трекинга, продемонстрировала большую надежность и достоверность (но более низкое временное разрешение) и, таким образом, на практике фактически заменила оценку деформации на основе доплеровского сдвига частоты. Методика была валидизирована с помощью сонометрии и использует когерентный спекл в профиле ткани миокарда (е-рис. 14.7) для определения сокращающихся областей и областей, которые движутся пассивно. С помощью соответствующей плоскости формирования изображения возможна оценка деформации в продольном, циркулярном и радиальном направлениях (рис. 14.16).

Современное оборудование позволяет оценить регионарную деформацию и затем вычислить глобальную продольную деформацию либо путем усреднения регионарных значений деформации, либо путем определения относительной разницы в периметре эндокарда во время систолы и диастолы. Продольная деформация отражает функцию в основном субэндокардиального слоя волокон миокарда, а циркулярная деформация, лучше всего оцениваемая в проекциях по короткой оси, может отражать функцию слоев, расположенных ближе к эпикарду.

Глобальная деформация, в частности глобальная продольная деформация, или относительное изменение длины миокарда во время систолы, стала важным показателем работы сердца, которая предоставляет дополнительную прогностическую ценность к стандартным показателям, таким как ФВЛЖ [5]. Снижение глобальной продольной деформации связано с рядом заболеваний, включая артериальную гипертензию, сахарный диабет,

почечную недостаточность, инфильтративные кардиомиопатии, ГМКП и пороки сердца. Этот показатель также, по-видимому, позволяет прогнозировать выживаемость или развитие сердечной недостаточности у пациентов после ИМ. Показатель глобальной деформации также полезен у отдельных пациентов при оценке влияния кардиотоксической химиотерапии с течением времени.

Визуализация деформации миокарда была использована для исследования сердечной синхронности путем оценки времени до достижения пиковой деформации (максимальное сокращение) в нескольких областях сердца (е-рис. 14.8). Как регионарные интервалы, отражающие синхронность, так и пиковая деформация миокарда, отражающая сократительную функцию, имеют прогностическое значение у пациентов, которые получают сердечную ресинхронизирующую терапию (см. главы 25, 41), и могут быть использованы для выделения группы пациентов, у которых сердечная ресинхронизирующая терапия будет наиболее эффективна [6, 7].

Кроме оценки глобальной функции, визуализация деформации может использоваться для исследования и количественной оценки регионарной функции. Регионарная деформация коррелирует со степенью выраженности рубцевания миокарда у пациентов с ишемической болезнью сердца (ИБС) (см. главы 17) и ГМКП (см. главу 78) [8, 9]. Эти показатели также могут быть использованы для оценки ишемии во время проведения стресс-ЭхоКГ. Дополнительно при визуализации деформации миокарда может быть получена количественная оценка скручивания и вращения желудочка или скручивающего движения сердца во время сокращения и расслабления (е-рис. 14.9).

Существует ряд ограничений визуализации деформации на основе двухмерной ЭхоКГ. Во-первых, деформация миокарда происходит в трех измерениях, и движение вне плоскости изображения выпадает. Во-вторых, эти измерения подвержены тем же ограничениям, что и стандартная ультразвуковая визуализация, включая частоту кадров и качество изображения, с ограниченным временным разрешением при высокой частоте сердечных сокращений. В-третьих, еще требуется стандартизация методики (получение данных и расчет) и нормальных значений между разными поставщиками оборудования. До тех пор пока это не будет достигнуто, настоятельно рекомендуется использовать оборудование и программное обеспечение одного и того же поставщика для последующего наблюдения за изменением деформации у конкретного пациента. По мере повышения стандартизации, усовершенствования и автоматизации методов оценки деформации их полезность и применимость будут возрастать.

Регионарная функция ЛЖ. Несмотря на то что показатели глобальной функции ЛЖ позволяют выполнить общую количественную оценку сердечной деятельности и имеют прогностическую ценность, регионарная функция может существенно различаться, как, например, при ИБС или других очаговых процессах. Острый ИМ может привести к регионарным нарушениям движения стенки: кровоснабжение каждой определенной области миокарда происходит из бассейна соответствующей коронарной артерии (см. далее раздел «Инфаркт миокарда»). Регионарное движение стенки может быть оценено качественно или количественно с помощью систем оценки (е-рис. 14.10). В основе самой популярной в настоящее время системы оценки лежит 17-сегментная модель, рекомендованная ASE. При оценке каждого сегмента в отсутствие нарушений присваивается 1 балл, при гипокинезии — 2 балла, акинезии — 3 балла и дискинезии — 4 балла. Индекс нарушения локальной сократимости миокарда (WMSI) равен сумме этих баллов, деленной на количество визуализируемых сегментов. В норме этот показатель должен равняться 1,0. WMSI $\geq 1,7$ обычно коррелирует с признаками сердечной недостаточности, определяемыми по результатам физикального обследования. Более высокая сумма баллов также представляет собой независимый прогностический фактор летальности и заболеваемости, включая увеличение частоты госпитализации по поводу сердечной недостаточности после ИМ.

Основной целью определения регионарной дисфункции миокарда является выявление пациентов с ИБС. При оценке регионарного движения стенок невозможно однозначно дифференцировать ранее существующие и вновь возникшие нарушения движения стенки, хотя очаговое истончение миокарда и повышенная яркость могут свидетельствовать о хроническом

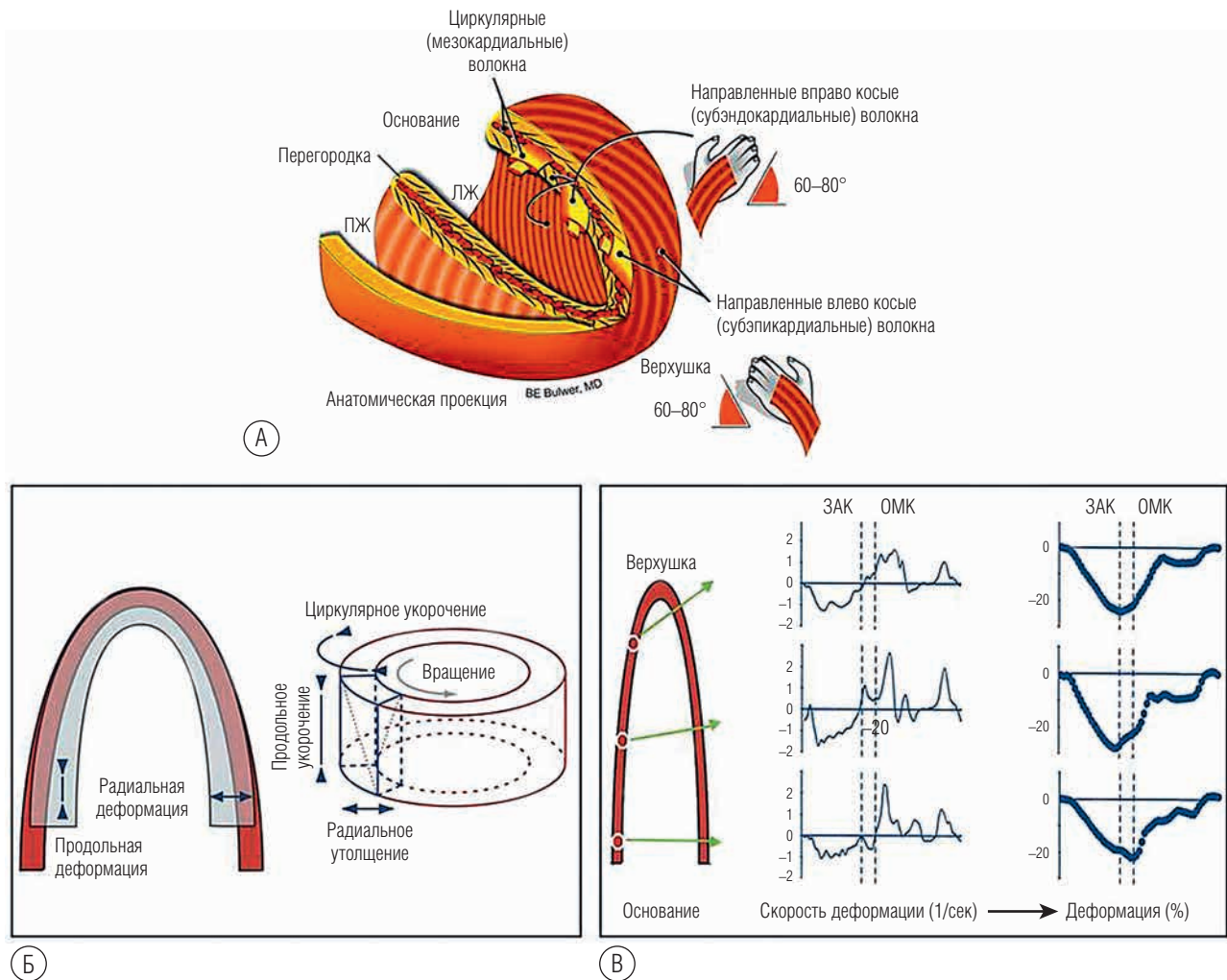


РИС. 14.16 Ориентация волокон миокарда, плоскости деформации и типичная продольная скорость деформации и запись кривой деформации в норме. **(А)** Эндо- и эпикардиальные продольные волокна миокарда левого желудочка (ЛЖ), располагающиеся в противоположном косом направлении, и средний слой циркулярных миокардиальных волокон. **(Б)** Три плоскости движения и деформации миокарда в систолу: продольное укорочение, радиальное утолщение и циркулярное укорочение. **(В)** Обычная запись деформации и продольной скорости деформации у здорового взрослого человека. ЗАК — закрытие аортального клапана; ОМК — открытие митрального клапана; ПЖ — правый желудочек [Cikes M, Solomon SD. Beyond ejection fraction: an integrative approach for assessment of cardiac structure and function in heart failure. Eur Heart J 2016;37:1642].

инфаркте и наличии рубцовой ткани. Как правило, ИМ связан с тяжелой гипокинезией, акинезом или даже дискинезией отдельных областей. Регионарное нарушение движения стенки может проявляться даже в течение первых нескольких минут после развития острого ИМ, что делает оценку регионарного движения стенки особенно подходящей для диагностики в неотложных ситуациях, например, у пациентов с остро возникшей болью в груди и сомнительными отклонениями на электрокардиограмме (ЭКГ), у которых вновь возникшее очаговое нарушение движения стенки может стать причиной раннего вмешательства (см. главы 58, 59). Хотя ИМ, острый или ранее перенесенный, является наиболее вероятной причиной регионарного нарушения движения стенки, при других патологических состояниях, таких как миокардит или саркоидоз, может отмечаться очаговое поражение миокарда, однако без четкого соотношения с коронарным кровоснабжением. При дисфункции ЛЖ, которая может сопровождать пороки клапанов или гипертоническую болезнь сердца, может также отмечаться небольшая регионарная вариабельность.

Оценка регионарного движения стенки особенно важна при стресс-ЭхоКГ, в ходе которой возникновение регионарного нарушения движения стенки при физической нагрузке или фармакологическом стрессе указывают на ишемию миокарда. При стресс-ЭхоКГ проводится сравнение областей, расположенных на одной линии, до нагрузки и после, а при отсутствии измене-

ний или ухудшении систолической функции в сегментах стенки выполняются их качественное сравнение и оценка (см. далее).

Диастолическая функция левого желудочка

Диастолическая дисфункция широко распространена у пациентов с артериальной гипертензией и у пожилых людей (см. главу 26). Механистически это описывается как нарушение расслабления ЛЖ и повышение жесткости ЛЖ. «Золотым стандартом» для оценки диастолической функции была петля давление–объем, построенная по результатам инвазивных измерений, в которой диастолическая функция оценивается как мгновенная зависимость между давлением и объемом. Для неинвазивной оценки сердечной диастолической функции и оценки конечного диастолического давления (КДД) ЛЖ может быть использовано несколько методов на основе ЭхоКГ. Наиболее часто используемые переменные приведены на рис. 14.17 и рис. 14.18, а скорректированные по возрасту референсные значения — в е-табл. 14.1 [10]. Анализ диастолической дисфункции должен выполняться с учетом следующих факторов: (1) при любой ФВЛЖ существуют спектры перекрывающихся значений как эхосигналов, так и степени

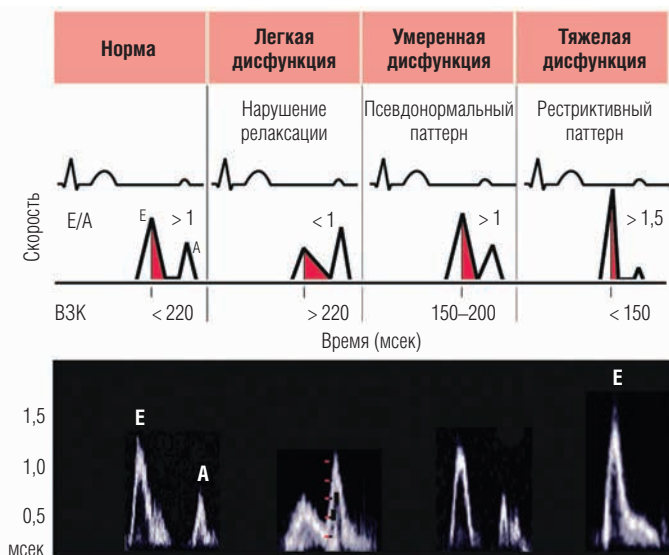


РИС. 14.17 Допплеровские волны митрального притока при диастолической дисфункции. А — скорость трансмитрального кровотока при сокращении предсердий; Е — ранняя диастолическая скорость кровотока; ВЗК — время замедления трансмитрального кровотока [Ho CY, Bulwer BE. Echocardiographic assessment of diastolic function. In Solomon SD, Bulwer BE, editors. Essential Echocardiography. A Practical Handbook with DVD. Totowa, NJ: Humana Press; 2007, p. 124].

диастолической дисфункции; (2) возраст пациента, состояние гемодинамики и наличие заболевания (особенно порока МК) могут влиять на многие показатели; (3) ни один индекс не достоверен сам по себе.

Паттерны митрального притока

Допплерография митрального притока может быть использована для оценки кровотока из ЛП в ЛЖ во время диастолы (**е-рис. 14.11**). Трансмитральная скорость протекания в данный момент времени коррелирует с градиентом давления между камерами. При активном наполнении желудочка во время ранней диастолы возникает волна Е. Волна А отражает скорость кровотока во время поздней диастолы во время сокращения предсердия. Первоначальная классификация диастолической функции была основана на характере (т.е. относительной высоте) волн Е и А (см. рис. 14.17). Скорость волны Е зависит от трансмитрального градиента давления и, таким образом, прямо пропорциональна давлению в ЛП и обратно пропорциональна комплаенсу ЛЖ. Высота волны А также зависит от силы сокращения предсердия. Обычно у лиц моложе 65 лет высота волны Е больше, чем высота волны А в соотношении 1,0 или выше. С возрастом происходит снижение комплаенса ЛЖ и, следовательно, снижение волны Е. Одновременно с этим обычно отмечается увеличение волны А по мере повышения сократимости предсердия для компенсации ослабленного комплаенса ЛЖ. Более того, увеличивается время замедления волны Е из-за исходного ослабления комплаенса. Однако по мере ухудшения диастолической функции и возрастания давления в ЛП волна Е снова увеличивается, а размер волны А уменьшается по мере возрастания давления в ЛЖ и ухудшения функции ЛП, вследствие чего соотношение Е/А может вернуться к относительно нормальному значению (псевдонормализация). Поскольку псевдонормальные паттерны могут быть похожи на нормальные, оценка только Е- и А-волн может приводить к ложным заключениям. Дальнейшее ухудшение диастолической функции приводит к формированию так называемой рестриктивной модели, при которой из-за

внезапного прекращения митрального притока нисходящий склон волны Е становится очень крутым (время быстрого замедления). Таким образом, по мере ухудшения диастолической функции изменение как паттерна волн Е и А, так и времени замедления митрального кровотока придерживаются двухфазного хода, что ограничивает полезность этих мер в отдельности для оценки диастолической функции.

Тканевая доплерография

При тканевой доплерографии для оценки сокращения и расслабления миокарда используются принципы доплерографии. Вместо оценки сигналов от быстро движущихся эритроцитов при DTI (Doppler tissue imaging) применяются фильтры для оптимизации приема высокоамплитудных сигналов, которые возникают от гораздо медленнее движущегося миокарда. При оценке движения миокарда в области кольца МК (обычно как в медиальной, так и в латеральной выборочных точках) доплеровские скорости регистрируются в течение сердечного цикла. Наблюдаются три отдельные волны: систолическое сокращение (волна S') по направлению к относительно фиксированной верхушке, за чем следуют сигналы ранней (е') и поздней релаксации (а') в диастолу. Время появления волн е' и а' совпадает и во многих отношениях аналогично результатам стандартной доплерографии митрального притока, но направление движения противоположно направлению кровотока, и имеет гораздо меньшую скорость. Пиковое значение е' обратно пропорционально тау (τ), константе времени релаксации желудочка. У детей и молодых людей скорость е' достигает значений > 20 см/сек, но в раннем взрослом возрасте и в последующем происходит быстрое снижение. У пациентов с тяжелой диастолической дисфункцией (например, при амилоидозе) значения составляют < 5 см/сек.

Поскольку скорость Е отражает градиент давления между предсердием и желудочком, она зависит как от комплаенса ЛЖ, так и от давления в ЛП (т.е. зависит от преднагрузки). Напротив, визуализация волны е' при тканевой доплерографии в принципе является показателем только комплаенса ЛЖ. Следовательно, при делении Е на е' получается показатель, который отражает давление в ЛП, приблизительно равное КДД ЛЖ. Коэффициент Е/е' > 14 считается повышенным для любого возраста и обычно свидетельствует о повышенном КДД ЛЖ. Однако этот коэффициент может быть нечувствительным к острым изменениям и, следовательно, может не подходить для наблюдения за пациентами во время терапии [11].

Допплеровские паттерны кровотока в легочных венах

Для оценки диастолической функции, помимо доплеровских паттернов митрального притока, применяют паттерны легочного кровотока. Кровоток в легочных венах состоит из трех компонентов: (1) волны S, которая отражает прямой кровоток из легочных вен в ЛП во время систолы желудочков; (2) волны D, которая отражает пассивный кровоток во время диастолы желудочков; (3) волны AR, которая отражает небольшое обратное движение крови в легочные вены во время сокращения предсердия (см. рис. 14.18). У пациентов с нарушением релаксации ЛЖ будет отмечаться притупление волны S относительно волны D. Снижение комплаенса ЛЖ может привести к усилению притока в легочные вены во время сокращения предсердия (более широкая волна А).

Существует ряд других доплеровских параметров, которые изменяются по мере снижения диастолической

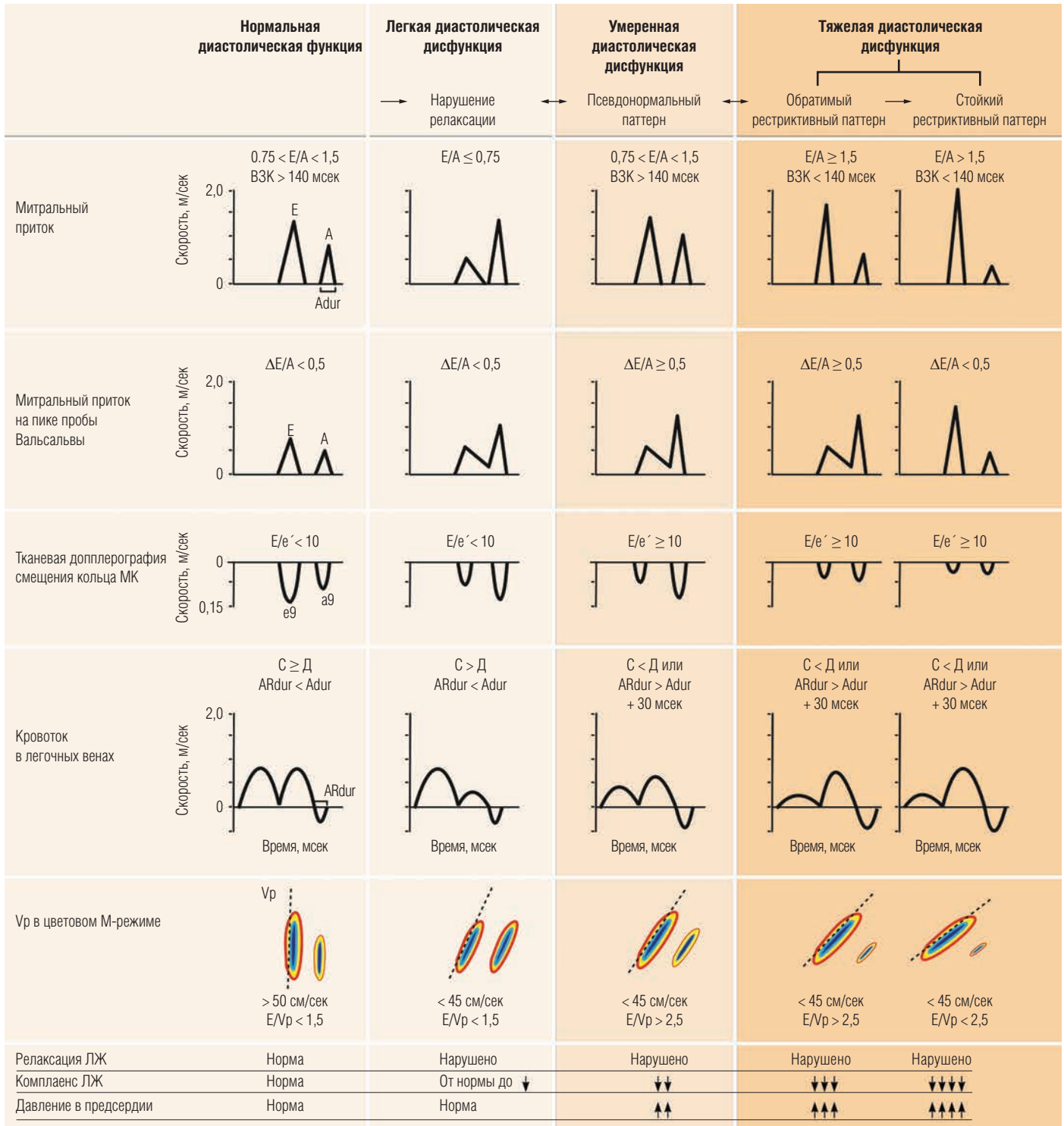


РИС. 14.18 Система классификации диастолической функции. А — скорость трансмитрального кровотока при сокращении предсердий; А' — скорость движения кольца митрального клапана во время систолы предсердий; Adur — продолжительность А; AR — кровоток из левого предсердия в легочные вены во время сокращения предсердий; ARdur — продолжительность AR; E — ранняя диастолическая скорость кровотока; e' — скорость раннего диастолического движения кольца митрального клапана; Vp — скорость кровотока через митральный клапан; Д — диастолический; BZK — время замедления трансмитрального кровотока; ЛЖ — левый желудочек; МК — митральный клапан; C — систолический [Redfield MM, Jacobsen SJ, Burnett JC Jr, et al. Burden of systolic and diastolic ventricular dysfunction in the community: appreciating the scope of the heart failure epidemic. JAMA. 2003;289:194].

функции. Время изоволюмического расслабления представляет собой период от закрытия АК до начала наполнения желудочка (т.е. от прекращения кровотока через ВТАЖ до начала волны E митрального притока; см. е-рис. 14.6). Увеличение продолжительности времени изоволю-

мического расслабления связано с нарушением расслабления, а уменьшение может наблюдаться у пациентов с рестриктивным типом наполнения ЛЖ. Время замедления митрального пика E (DT) (см. рис. 14.17) — это интервал от пика до прекращения митрального притока в ранней



диастоле. При ранней диастолической дисфункции время замедления может увеличиться. Однако у пациентов с выраженным рестриктивным поражением, когда из-за ригидности быстро достигается максимальный объем желудочка, время замедления трансмитрального кровотока будет очень коротким (< 140 мсек). Это коррелирует с неблагоприятным прогнозом у пациентов с сердечной недостаточностью и перенесенным ИМ (т.е. у пациентов как с систолической, так и с выраженной диастолической дисфункцией) [12].

Цветовой М-режим и распространение потока

Цветовой М-режим может использоваться для оценки скорости кровотока через МК (Vp). Выполняя цветное доплеровское картирование кровотока через МК из апикального доступа, можно подключить функцию М-режима для наложения информации о цветовом потоке на изображение в М-режиме (е-рис. 14.12). Наклон Е-волны кровотока (Vp) отражает распространение потока, которое обратно пропорционально τ , константе времени релаксации. При нарушении активной релаксации у пациентов отмечается ослабление «всасывающего» действия ЛЖ с резким замедлением крови сразу же после поступления ее в желудочек. В цветовом М-режиме это проявляется в виде более пологого наклона Vp (отклонением считается $< 0,45$ для взрослых среднего возраста и $< 0,55$ для молодых людей). На практике, несмотря на уточнения в расчете параметров, основанных на распространении потока, показатели Vp имеют низкую воспроизводимость и представляются достоверными только у пациентов со сниженной ФВАЖ [10].

Оценка диастолической функции в клинической практике

В клинической практике для оценки диастолической функции требуется комплексный подход. К основным параметрам и приблизительным пороговым значениям для первоначальной оценки относятся доплеровские показатели митрального притока (в частности, соотношение Е/А) и показатели тканевой доплерографии (е' и соотношение Е/е'), а также оценка систолического давления в легочной артерии и объема ЛП (табл. 14.4). При наличии отклонения в показателях больших признаков (изначально не менее двух из четырех) для подтверждения требуется анализ диастолической дисфункции с использованием дополнительных параметров [10]. На основе этих параметров было разработано несколько схем для оценки диастолической функции (см. рис. 14.18; табл. 14.4). Хотя эти схемы предоставляют возможность для некоторой стандартизации в описании диастолической дисфункции, данные о взаимосвязи между конкретной степенью, гемодинамикой в покое

и клиническими результатами остаются ограниченными. У пациентов с артериальной гипертензией и у пожилых пациентов очень часто отмечаются нарушения в диастоле, но они не обязательно связаны с клиническими симптомами или явной сердечной недостаточностью [10, 13]. Оценка диастолической функции при физической нагрузке, называемая «диастолическим стресс-тестом», может помочь выявить нарушения, которые обуславливают появление симптомов только во время физической нагрузки [14].

Строение и функция правого желудочка

Обследование ПЖ с помощью двухмерной ЭхоКГ оказалось особенно сложной задачей. В отличие от ЛЖ, форму которого относительно легко охарактеризовать как вытянутый эллипсоид, причудливая серповидная форма ПЖ значительно усложняет моделирование объемов. Более того, поскольку визуализация всего ПЖ не охватывается какой-либо одной двухмерной плоскостью, для полной оценки этой камеры необходимы многократные измерения в нескольких проекциях (е-рис. 14.13). Нормальные значения линейных параметров ПЖ приведены в табл. 14.5. В норме ПЖ адаптирован к низкому легочному сосудистому сопротивлению (ЛСС) и поэтому чрезвычайно чувствителен к изменениям постнагрузки. Состояния, при которых резко возрастает ЛСС, такие как тромбоэмболия легочной артерии (см. главу 84), вызывают выраженную дилатацию и дисфункцию ПЖ. Состояния, при которых происходит постоянное повышение ЛСС, приводят к гипертрофии и дилатации ПЖ, при этом функция ПЖ обычно сохраняется до поздних стадий заболевания (см. главу 85).

Изначально при стандартной ЭхоКГ для оценки глобальной функции ПЖ используют несколько методов (табл. 14.6) [2]. Фракционное изменение площади (ФАС) ПЖ (рис. 14.19) легко определить путем вычисления площади ПЖ во время диастолы (ППЖД) и систолы (ППЖС) из апикального доступа в четырехкамерной проекции:

$$\text{ФАС} = (\text{ППЖД} - \text{ППЖС}) / \text{ППЖД}.$$

Было показано, что оценка функции ПЖ с помощью ФАС имеет дополнительное прогностическое значение у пациентов с сердечной недостаточностью и после перенесенного ИМ [15]. Систолическое смещение кольца трикуспидального клапана (TAPSE) — это показатель сократимости ПЖ, обычно измеряемый с помощью визуализации в М-режиме (рис. 14.20). Это продольное движение кольца трикуспидального клапана (ТК) также можно оценить с помощью импульсно-волновой или тканевой доплерографии как пиковую скорость систолической волны S' (см.

ТАБЛИЦА 14.4 Предполагаемые показатели релаксации левого желудочка, давления наполнения, а также двухмерные и доплеровские показатели в соответствии с диастолической функцией левого желудочка

Показатель	Норма	I степень	II степень	III степень
Релаксация ЛЖ	Норма	Нарушена	Нарушена	Нарушена
Давление в ЛП	Норма	Снижено или норма	Повышено	Повышено
Митральное отношение Е/А	$\geq 0,8$	$\leq 0,8$	$> 0,8$ до < 2	> 2
Усредненное отношение Е/е'	< 10	< 10	10–14	> 14
Пиковая скорость ТР (м/сек)	$< 2,8$	$< 2,8$	$> 2,8$	$> 2,8$
Индексированный объем ЛП	Норма	Норма или повышен (> 34 мл/м ²)	Повышен	Повышен

А — скорость трансмитрального кровотока при сокращении предсердий; Е — ранняя диастолическая скорость кровотока; е' — скорость раннего диастолического движения кольца митрального клапана; ЛЖ — левый желудочек; ЛП — левое предсердие; ТР — трикуспидальная регургитация.
[Nagueh SF, Smiseth OA, Appleton CP, et al. Recommendations for the evaluation of left ventricular diastolic function by echocardiography: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. J Am Soc Echocardiogr 2016;29:277.]

ТАБЛИЦА 14.5 Нормальные размеры правого желудочка

Показатель	Среднее $\pm$ СО	Нормальный диапазон
Диаметр основания ПЖ (мм)	33 $\pm$ 4	25–41
Диаметр среднего отдела ПЖ (мм)	27 $\pm$ 4	19–35
Продольный диаметр ПЖ (мм)	71 $\pm$ 6	59–83
PLAX диаметр ВТПЖ (мм)	25 $\pm$ 2,5	20–30
Проксимальный диаметр ВТПЖ (мм)	28 $\pm$ 3,5	21–35
Дистальный диаметр ВТПЖ (мм)	22 $\pm$ 2,5	17–27
Толщина стенки ПЖ (мм)	3 $\pm$ 1	1–5
КДП ВТПЖ (см ²)		
мужчины	17 $\pm$ 3,5	10–24
женщины	14 $\pm$ 3	8–20
КДП ПЖ, индексированная по ППТ (см ² /м ²)		
мужчины	8,8 $\pm$ 1,9	5–12,6
женщины	8,0 $\pm$ 1,75	4,5–11,5
КСП ПЖ (см ²)		
мужчины	9 $\pm$ 3	3–15
женщины	7 $\pm$ 2	3–11
КСП ПЖ, индексированная по ППТ (см ² /м ²)		
мужчины	4,7 $\pm$ 1,35	2,0–7,4
женщины	4,0 $\pm$ 1,2	1,6–6,4
КДО ПЖ, индексированный по ППТ (мл/м ²)		
мужчины	61 $\pm$ 13	35–87
женщины	53 $\pm$ 10,5	32–74
КСО ПЖ, индексированный по ППТ (мл/м ²)		
мужчины	7 $\pm$ 8,5	10–44
женщины	22 $\pm$ 7	8–36

PLAX — парастеральный доступ, проекция по длинной оси; ВТПЖ — выносящий тракт правого желудочка; КДО — конечный диастолический объем; КДП — конечная диастолическая площадь; КСО — конечный систолический объем; КСП — конечная систолическая площадь; ПЖ — правый желудочек; ППТ — площадь поверхности тела; СО — стандартное отклонение.

[Lang RM, Badano LP, Mor-Avi Victor, et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. J Am Soc Echocardiogr. 2015;28:1.]

рис. 14.20В). Как и для ЛЖ, значения МРІ и глобальной продольной деформации могут быть получены для ПЖ. Регионарная дисфункция ПЖ, в отличие от глобальной, имеет особое значение в состояниях, при которых резко возрастает постнагрузка ПЖ, таких как тромбоэмболия легочной артерии (см. далее), при которых часто отмечается сохранение регионарной функции в апикальных и базальных сегментах свободной стенки ПЖ с явлениями дискинезии или акинезии в среднем отделе. При инфарктах, связанных с правой коронарной артерией, также наблюдается как глобальное, так и сегментарное нарушение движения стенки ПЖ.

На сегодняшний день доступна трехмерная визуализация ПЖ, а реконструированные проекции прекрасно отражают его сложную геометрию (рис. 14.21). Трехмерная визуализация позволяет рассчитать объемы, которые не зависят от угла, как все ранее описанные показатели. Получение изображений все еще зависит от опыта специалиста в области ЭхоКГ, а измерение объемов требует дополнительной подготовки, т.к. является полуавтоматическим методом и должен выполняться в автономном режиме. Тем не менее в настоящее время существуют нор-

мальные референсные значения для объемов ПЖ и фракции выброса ПЖ (см. табл. 14.5, 14.6) [2]. Как и для объемов ЛЖ, достоверность сопоставима с достоверностью данных МРТ, хотя объемы, полученные с помощью ЭхоКГ, как правило, меньше.

Левое и правое предсердия

Расширение ЛП коррелирует с неблагоприятными сердечно-сосудистыми исходами. ЛП расширяется при некоторых патологических состояниях, включая систолическую и диастолическую дисфункцию ЛЖ и фибрилляцию предсердий (ФП). Также к частым причинам расширения ЛП относятся артериальная гипертензия, МР или МС. Считается, что размер ЛП отражает давление наполнения ЛЖ и поэтому считается полезным показателем диастолической функции с течением времени. Для количественного определения размера ЛП можно использовать несколько методов. С первых дней использования ЭхоКГ начался первичный скрининг размера ЛП, выполняющий стандартное линейное измерение ЛП из парастерального доступа. Давно установленный эталонный стандарт для измерения ЛП из парастерального доступа в проекции по длинной оси составлял 3,8 см как верхний предел нормы для женщин и 4,0 см для мужчин (или 2,3 см/м² площади поверхности тела для всех). Измерение также может быть выполнено по другим осям из апикального доступа. Однако любое линейное измерение недостоверно, и площадь ЛП более полно оценивается из апикального доступа в ортогональных проекциях с последующим расчетом объема с помощью двухплоскостного метода Симпсона. Объемы обычно индексируются по площади поверхности тела (см. табл. 14.2). Функция ЛП вносит свой вклад в общую работу сердца, и сама также зависит от комплаенса ЛЖ.

Оценку ПП лучше всего выполнять из апикального и субкостального доступов. Размер ПП отражает давление и объем наполнения в правых отделах сердца. Наиболее частыми причинами расширения ПП являются ФП и ТР. Изолированное расширение правых отделов сердца всегда должно заставить заподозрить наличие внутрипредсердного (слева направо) сброса крови и подтолкнуть к поиску дефекта межпредсердной перегородки, используя при необходимости внутривенное введение физиологического раствора для контрастирования. Расширение обоих предсердий может возникать при ФП или рестриктивной кардиомиопатии.

Индексированные объемы ПП, полученные на основе волюметрической оценки, аналогичны объемам ЛП у здоровых мужчин и немного меньше у здоровых женщин (е-табл. 14.2). Обследование ПП и нижней полой вены (НПВ) важно для оценки давления в ПП, что имеет значение для расчета систолического давления в легочной артерии по скорости струи ТР. Качественные доказательства повышенного давления в ПП включают расширение ПП, расширение НПВ или ослабление коллапса НПВ во время вдоха. Для оценки давления в ПП с помощью ЭхоКГ было использовано несколько методов, но большинство из них включают комбинацию размера НПВ и степень коллапса НПВ во время вдоха. Была разработана приблизительная шкала оценки давления в ПП, которая объединяет оценку размера НПВ и респирофазного коллапса (табл. 14.7): давление в ПП равно 0–5 мм рт. ст. при полном (> 50%) коллапсе, 5–10 мм рт. ст. при частичном коллапсе и 15 мм рт. ст. при отсутствии коллапса (< 50%) [16]. Примечательно, что иногда наблюдается расширение НПВ у здоровых молодых людей и у спортсменов, особенно при визуализации в положении лежа.

ТАБЛИЦА 14.6 Нормальные показатели функции правого желудочка

Показатель	Среднее $\pm$ СО	Пороговое значение отклонения от нормы
TAPSE (мм)	$24 \pm 3,5$	< 17
Волна S (импульсно-волновая доплерография) (см/сек)	$14,1 \pm 2,3$	$< 9,5$
Волна S (цветовая доплерография) (см/сек)	$9,7 \pm 1,85$	$< 6,0$
Фракционное изменение площади ПЖ (%)	49 ± 7	< 35
2D-деформация свободной стенки ПЖ* (%)	$-29 \pm 4,5$	$> -20^\dagger$
ФВПЖ при трехмерной ЭхоКГ (%)	$58 \pm 6,5$	< 45
MPI (импульсно-волновая доплерография)	$0,26 \pm 0,085$	$> 0,43$
MPI (тканевая доплерография)	$0,38 \pm 0,08$	$> 0,54$
Время замедления волны E (мсек)	180 ± 31	< 119 или > 242
E/A	$1,4 \pm 0,3$	$< 0,8$ или $> 2,0$
e'/a'	$1,18 \pm 0,33$	$< 0,52$
e'	$14,0 \pm 3,1$	$< 7,8$
E/e'	$4,0 \pm 1,0$	$> 6,0$

* Ограниченные данные; значения могут варьировать в зависимости от производителя и версии программного обеспечения.

$^\dagger < 20$ по величине с отрицательным знаком.

A — скорость трансмитрального кровотока при сокращении предсердий; a' — скорость движения кольца митрального клапана во время систолы предсердий; E — ранняя диастолическая скорость кровотока; e' — скорость раннего диастолического движения кольца митрального клапана; MPI — индекс производительности миокарда; TAPSE — систолическое смещение кольца трикуспидального клапана; ПЖ — правый желудочек; СО — стандартное отклонение; ФВПЖ — фракция выброса правого желудочка.

[Lang RM, Badano LP, Mor-Avi V, et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. J Am Soc Echocardiogr. 2015;28:1.]

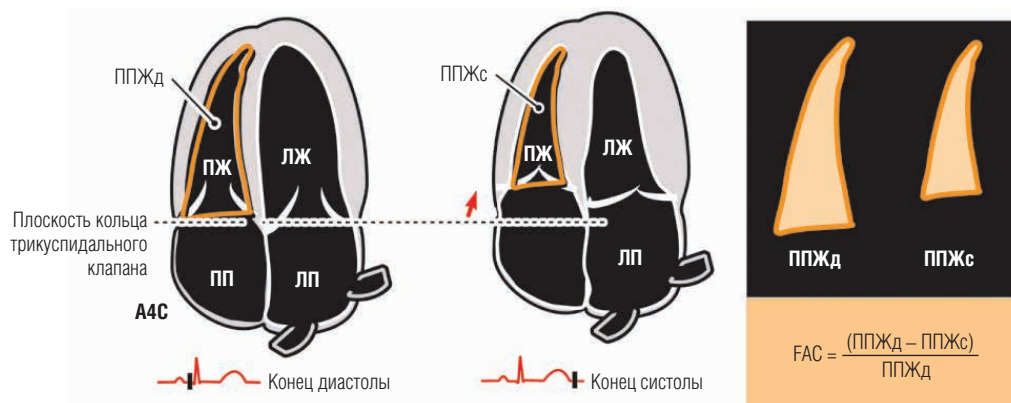


РИС. 14.19 Измерение площади правого желудочка (ПЖ) во время диастолы и систолы, а также фракционное изменение площади, используемые для оценки функции ПЖ из апикального доступа в четырехкамерной проекции. А4С — апикальный доступ, четырехкамерная проекция; FAC — фракционное изменение площади; ЛЖ — левый желудочек; ЛП — левое предсердие; ПП — правое предсердие; ППЖд — площадь правого желудочка во время диастолы; ППЖс — площадь правого желудочка во время систолы.

ЧРЕСПИЩЕВОДНАЯ ЭХОКАРДИОГРАФИЯ

ЧПЭхоКГ — это альтернативный метод получения ультразвуковых изображений сердца, при котором небольшой датчик вводят в пищевод пациента с помощью управляемого гибкого зонда. Этот метод, как и ТТЭхоКГ, позволяет выполнить многоплоскостную двухмерную и трехмерную визуализацию, цветовое картирование кровотока и спектральную доплерографию у постели больного, но с использованием высокочастотного датчика, который размещается сзади и ближе к сердцу, чем при ТТЭхоКГ. В результате с помощью ЧПЭхоКГ получается превосходное качество изображения и пространственное разрешение с меньшим количеством артефактов, особенно при оценке ЛП и клапанов левых отделов сердца, которые расположены непосредственно рядом с пищеводом. Поскольку ЧПЭхоКГ представляет собой полуинвазивный метод, он

обычно используется в качестве дополнительного метода или контрольного для первоначальной ТТЭхоКГ при необходимости в получении дополнительной информации или неуверенности результатов ТТЭхоКГ. В табл. 14.8 приведены преимущества и недостатки ТТЭхоКГ в сравнении с ЧПЭхоКГ.

ЧПЭхоКГ особенно полезна при оценке нарушения функции клапанов, диагностике эндокардита и при последующем наблюдении (см. главу 73), поиске потенциальных причин инсульта, а также для более точной характеристики объемных образований и врожденных пороков сердца. В некоторых случаях ЧПЭхоКГ представляет собой предпочтительный метод, например, при оценке патологии аорты и тромбов ушка левого предсердия (см. далее разделы «Заболевания аорты» и «Объемные образования сердца») [17]. ЧПЭхоКГ можно использовать для выявления тромбоза у пациентов, которые нуждаются в быстрой кар-