

# Современная тканевая доплерография в клинической практике: возможности и области применения

**С.В. Поташев**

*Национальная медицинская академия последипломного образования им. П.Л. Шупика, г. Киев*

**Т**каневая доплерография (тканевой доплер, ТД) – группа доплеровских методик качественной и количественной оценки глобальной и сегментарной функции миокарда. Доплеровские методы впервые были использованы для получения информации о движении сердца Т. Yoshida et al. еще в 1961 году [11]. Первой работой, показавшей возможности импульсно-волновой ТД в количественной оценке локальной функции миокарда, была публикация К. Isaaz et al. [33]. В 1992 г. W.M. McDicken et al. [5] представили двухмерный цветовой режим ТД (цветовое картирование миокарда), а в 1994 г. А. Fleming et al. [5] предложили использовать М-режим цветового ТД для преодоления низкого временного разрешения, свойственного двухмерному цветовому режиму ТД. Это позволило оценивать собственно локальную сократимость с помощью внутримиокардиального градиента, который впервые описали М. Uematsu et al. в 1995 г. В 1998 г. А. Heimdal et al. опубликовали данные о локальной деформации миокарда (strain и strain-rate) [5].

С конца 80-х – начала 90-х годов прошлого века до начала 2000-х годов ввиду недостаточного количества доказательных данных и ряда недостатков методики в силу технических причин опыт применения ТД ограничивался экспериментальными работами, несмотря на обнадеживающие результаты. Однако за последние десять лет вследствие устранения технических недостатков возможности методик ТД значительно возросли, а сама ТД в западных клиниках становится частью стандартного эхокардиографического (ЭхоКГ) протокола. Учитывая то, что ТД обогащает информативность ЭхоКГ и дает значительное количество дифференциально-диагностической информации клиницисту, а подавляющее большинство современных эхокардиографов оснащены этой методикой с соответствующим

программным пакетом обработки данных по умолчанию, нам представляется необходимым более широкое внедрение ТД в рутинную клиническую практику и ознакомление кардиологов и врачей функциональной диагностики с практическим использованием и возможностями данной методики.

## Физические принципы ТД

Использование доплеровской ЭхоКГ основано на эффекте Допплера – изменении частоты ультразвукового сигнала, отраженного от движущегося объекта. Традиционно в ЭхоКГ такими объектами служили форменные элементы крови внутрисердечных потоков и кровотока в крупных сосудах. Отличие ТД от традиционной доплерографии заключается в том, что в качестве движущегося объекта выступает не кровоток, а собственно миокард [1, 8].

Хотя при отражении ультразвукового сигнала от миокарда и других кардиальных структур его частота также изменяется, существует принципиальное зеркальное отличие: сигнал, отраженный от эритроцитов, имеет низкую амплитуду, но высокую частоту, в то время как сигнал, отраженный от тканевых структур сердца, отличается высокой амплитудой, но низкой частотой. Таким образом, ТД представляет собой низкоамплитудный и высокочастотный фильтр, позволяющий отсеивать низкоамплитудные высокочастотные сигналы от эритроцитов, выводя на экран высокоамплитудные низкочастотные сигналы движения ткани. При этом ТД позволяет рассчитать следующие виды количественных параметров:

- скоростные (пиковые скорости движения миокарда в разные фазы сердечного цикла, миокардиальный градиент);
- линейные (амплитуда систолического смещения – displacement);

- временные (продолжительность фаз кардиоцикла: время ускорения и замедления движения, время изоволюмического сокращения и расслабления миокарда);
- скорость и амплитуда деформации миокарда [8].

#### Области применения ТД

На практике ТД может применяться для диагностики и дифференциальной диагностики большого количества нозологий и состояний в кардиологии [1-3, 5, 7, 9, 20, 36]:

- ишемии и жизнеспособности миокарда у больных ишемической болезнью сердца (ИБС);
- диастолической дисфункции;
- физиологической и патологической гипертрофии левого желудочка (ЛЖ);
- кардиомиопатий, включая системные поражения сердца (амилоидоз);
- констриктивного перикардита (КП);
- дополнительных путей проведения;
- реакции отторжения трансплантированного сердца.

#### Практические основы тканевой доплеровской визуализации и различные способы представления данных

ТД – это метод, который характеризуется определенными настройками системы, а все его физические и теоретические основы, как было сказано выше, аналогичны традиционному доплеровскому исследованию кровотока. Вследствие этого все особенности регистрации изображений и закономерности анализа, которые используются при доплеровском картировании кровотока, характерны для данного метода. Это подбор адекватной шкалы скорости в зависимости от исследуемой кардиальной структуры, а также использование ультразвуковых позиций, при которых ультразвуковой луч и направление движения структуры были бы максимально параллельны (угол между лучом и направлением движения  $\leq 20^\circ$ ). Кроме того, кодировка направления движения миокарда в импульсно-волновом ТД (выше нулевой линии – к датчику, ниже нулевой линии – от датчика) и цветовом картировании миокарда (красный – к датчику, синий – от датчика) аналогична традиционной доплерографии, как и кодировка более высокой скорости более ярким цветом.

Движение миокарда в отличие от кровотока характеризуется более низкой скоростью (частотой) – порядка 520 см/с – и существенно более мощным по амплитуде отраженным сигналом. В традиционных

доплеровских системах, применяемых для оценки кровотока, высокоамплитудный и низкочастотный (низкочастотный) сигнал от миокарда считается шумом и удаляется частотными фильтрами, пропускающими только высокочастотные сигналы (обычно более 400–500 Гц). При использовании ТД основная информация содержится в низкочастотном диапазоне и, соответственно, используются другие настройки частотных фильтров (0–50 Гц), позволяющие выделить движение миокарда. Следующий необходимый элемент настройки – это подбор определенного скоростного диапазона, отражающего движение миокарда (5–20 см/с) [1–3].

#### Основные режимы тканевой доплеровской визуализации

Наиболее простым в рутинной практике является режим импульсно-волновой или импульсной ТД. При работе в этом режиме можно в реальном времени регистрировать скорость движения участка миокарда или сердечной структуры (чаще всего митрального кольца – МК). Для этого так же, как и при традиционной доплерографии, необходимо установить контрольный объем в исследуемую точку. График зависимости скорости от времени в норме имеет один систолический пик (Sm), направленный ниже нулевой линии, и два диастолических (Em и Am), направленных ниже нулевой линии, которые соответствуют фазам раннего диастолического наполнения и систолы предсердий (рис. 1). Кроме пиковых скоростей, импульсный режим позволяет измерять временные интервалы, в том числе время от зубца R ЭКГ до пиковой систолической скорости Sm (SRT) – важный показатель, который используется при выявлении асинхронии миокарда желудочков.

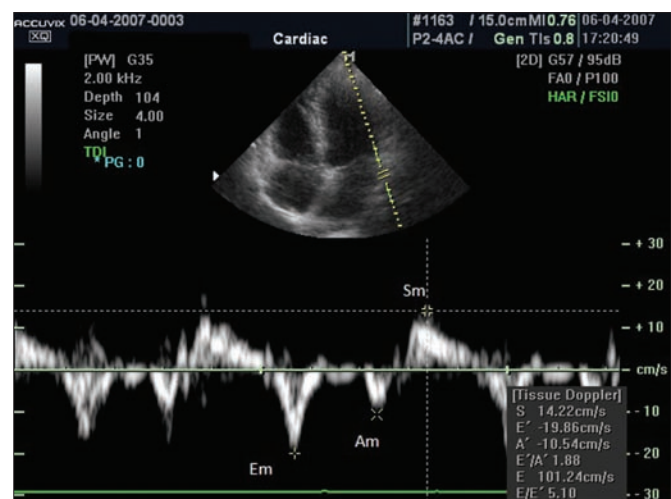


Рис. 1. Нормальная импульсно-волновая доплерограмма латерального сегмента МК, полученная из апикальной 4-камерной позиции (A4C)

Систолическая волна часто имеет два пика – S1 и S2. Считается, что S1 отражает изоволюмическое систолическое напряжение миокарда, S2 – собственно систолическое сокращение. Систолическая волна S может варьировать по форме и скорости в зависимости от сегментов миокарда. В продольном сечении максимальная скорость составляет в норме от 8 до 18 см/с [4, 13]. Однако у пациентов с объемной перегрузкой или у молодых лиц с высокой частотой сердечных сокращений (ЧСС) максимальная систолическая скорость может быть больше. Для межжелудочковой перегородки (МЖП) и нижней стенки ЛЖ более характерен монофазный систолический пик, а для передней и боковой стенок – двухфазный с высоким первым пиком [5].

Заболевания сердца, нарушения ритма и проводимости, гемодинамическая нагрузка на сердце, а также артефакты вызывают различные отклонения от нормального импульсно-волнового спектра ТД. Могут изменяться как временные, так и пространственные характеристики спектра. Иногда наряду с основными волнами появляются дополнительные, как правило, небольшой амплитуды. В большинстве случаев ими можно пренебречь.

Исключение составляет характерная постсистолическая волна PSm, которую можно наблюдать у больных с ИБС и хронической сердечной недостаточностью, особенно при выраженных нарушениях региональной сократимости ЛЖ. Часто пик PSm визуализируется при исследовании пациентов с постинфарктной аневризмой ЛЖ. Хотя механизм образования этой волны до конца не выяснен, есть предположение о том, что она может отражать существование зон жизнеспособного, но не функционирующего (спящего, или оглушенного)

миокарда [12, 30]. В любом случае появление выраженной постсистолической волны в импульсно-волновом спектре ТД свидетельствует о серьезном поражении миокарда (рис. 2).

Таким образом, можно сделать вывод о том, что при отсутствии выраженной асинергии (нарушений региональной сократимости) для исследования продольной систолической функции ЛЖ лучше всего подходят свободная стенка ЛЖ и боковая сторона МК [1, 41].

Следует отметить, что проведение исследования со стороны МЖП менее информативно, что связано с преобладанием в МЖП циркулярных миокардиальных волокон, влиянием на экскурсию МЖП перемещений сердца в грудной клетке и сокращений правого желудочка (ПЖ).

Диастолическое движение миокарда в значительной степени напоминает по форме перевернутый трансмитральный кровоток и состоит из двух пиков (рис. 3), соответствующих раннему расслаблению и сокращению предсердий. Эти пики по аналогии с трансмитральным кровотоком предложено обозначать буквами E и A со штрихом или буквенным обозначением (E', Ea, Em и A', Aa, Am соответственно или строчными – e и a) [1, 4, 6, 22, 35]. В норме у молодых лиц соотношение пиков E/A – более 1,0 практически во всех сегментах. Это соотношение зависит от возраста, и у лиц старших возрастных групп соотношение пиков Em/Am становится менее 1,0 [13, 17, 21, 25, 26, 35]. У молодых пациентов нисходящее колено пика Em часто сопровождается коротким пассивным движением, которое возвращается к нулевой линии в раннюю диастазу.

Во время диастазы в норме могут наблюдаться небольшие движения миокарда. Между окончанием систолического движения и началом движения,

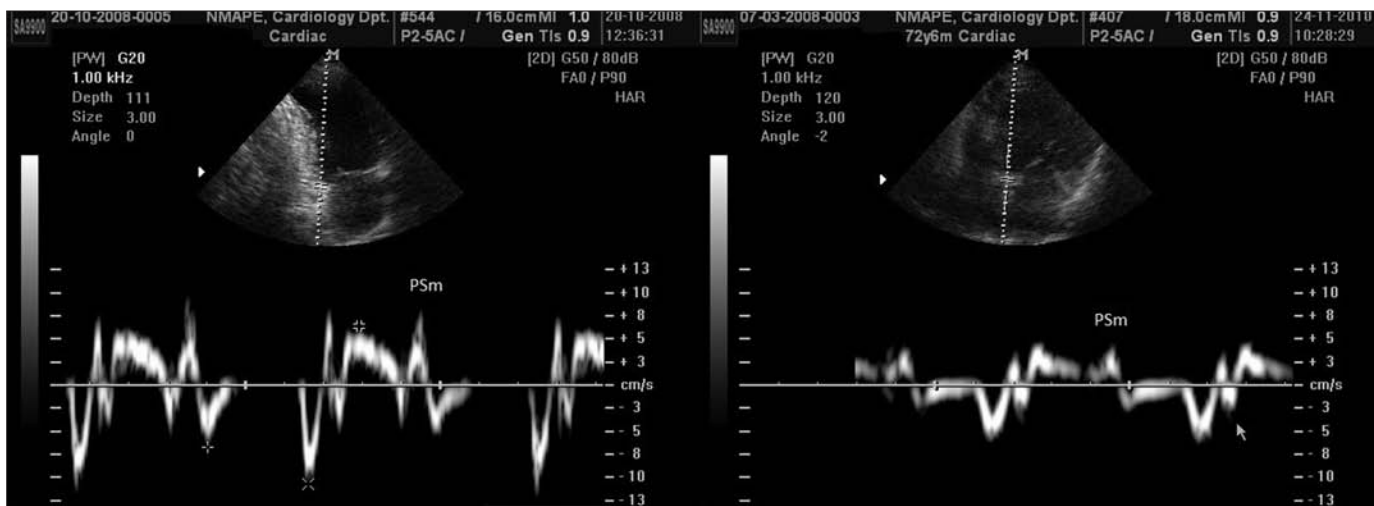


Рис. 2. Варианты постсистолической волны PSm у пациентов с постинфарктным кардиосклерозом и аневризмой ЛЖ

соответствующего раннему расслаблению миокарда, существует период, в который происходит серия очень быстрых низкоскоростных движений, связанных с деротацией и изменением формы желудочков. Некоторые авторы называют этот период сегментарным периодом изоволюмического расслабления (IVRT) ЛЖ [15].

Для исследования ЛЖ теоретически возможна регистрация сегментарного радиального (поперечного) движения миокарда из парастернального доступа по длинной или короткой оси, ротационного — из парастернального доступа по короткой оси и продольного — из верхушечного доступа в позиции по длинной оси ЛЖ [41]. Однако на практике в основном используются только продольные движения для каждого сегмента стенок ЛЖ и ПЖ или максимальные скорости и профили скоростей движения фиброзных колец (ФК) атриовентрикулярных клапанов, которые в целом аналогичны базальным сегментам миокарда. С возрастом наблюдается небольшое уменьшение систолической скорости движения ФК [1].

Основное преимущество импульсного режима — возможность анализировать движение миокарда без дополнительной обработки. Этот режим не требует сложного программного обеспечения и позволяет получить интерпретируемые графики скоростей практически на любом современном ультразвуковом аппарате. Недостатком метода является невозможность анализировать движение нескольких участков миокарда одновременно. Последовательный переход от одного исследуемого сегмента к другому занимает слишком много времени, что делает этот режим неприменимым, например, при стресс-ЭхоКГ. Кроме того, при работе в импульсном режиме невозможно вычислить многие информативные показатели ТД, требующие последующей обработки в ходе оценки записи (постобработка).

Для получения более полной информации рекомендуется проведение ТД в режиме цветового картирования миокарда. В этом режиме на 2D-изображение накладывается сектор, внутри которого каждая точка окрашивается цветом в зависимости от направления и скорости ее движения. Объекты, которые движутся в сторону датчика, окрашиваются в красный цвет; движущиеся от датчика — в синий. Более яркие оттенки соответствуют более высоким скоростям движения (вплоть до предела Найквиста). При дальнейшей компьютерной обработке сохраненного изображения можно получить стандартный ТД-график в любой точке цветного сектора (рис. 3) и измерить в нужном участке как средние миокардиальные скорости, так и временные интервалы.

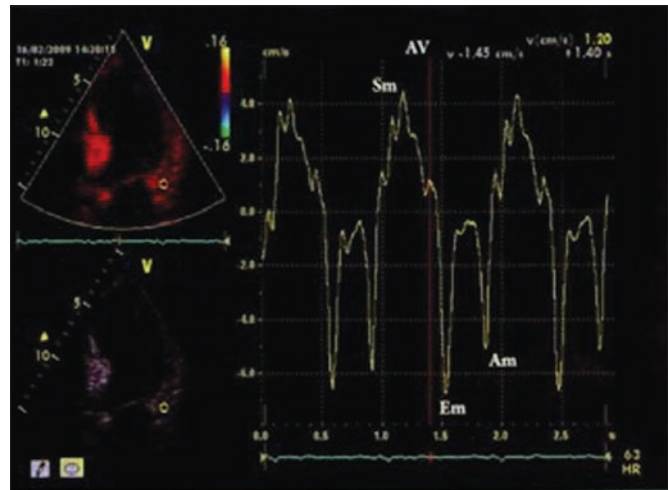


Рис. 3. Цветовое картирование миокарда: постобработка

Контрольный объем установлен на латеральный сегмент МК в А4С позиции. В правой половине рисунка представлен график скоростей движения МК [8].

Цветовое картирование миокардиальных скоростей можно применять также в М-режиме. М-модальная цветовая ТД обладает высоким пространственным и временным разрешением. Некоторые авторы предлагают использовать этот режим для раздельного измерения скорости движения субэндокардиальных и субэпикардиальных слоев миокарда и вычисления их разности — миокардиального градиента [27, 29, 32, 38] (рис. 4).

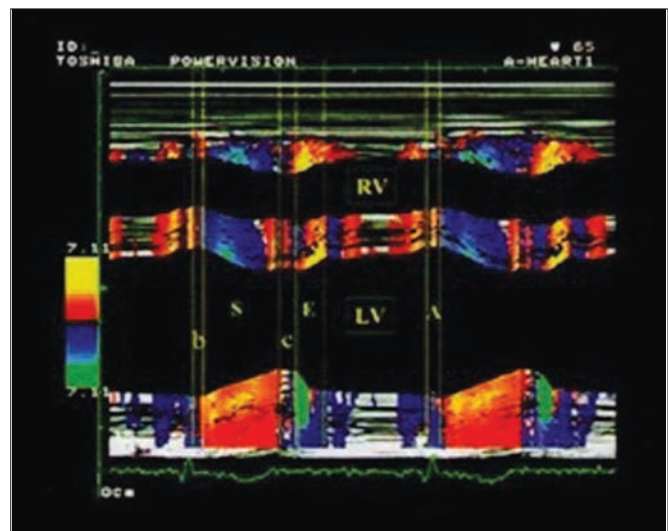
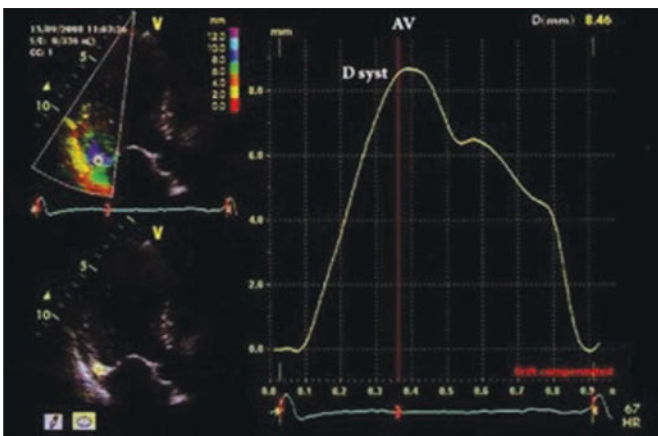


Рис. 4. Цветовое картирование миокарда ЛЖ в М-режиме

LV – ЛЖ; RV – ПЖ; b – фаза изоволюмического сокращения (IVCT); S – систола желудочков; c – фаза изоволюмического расслабления (IVRT); E – фаза раннего диастолического расслабления; A – фаза систолы предсердий [8].

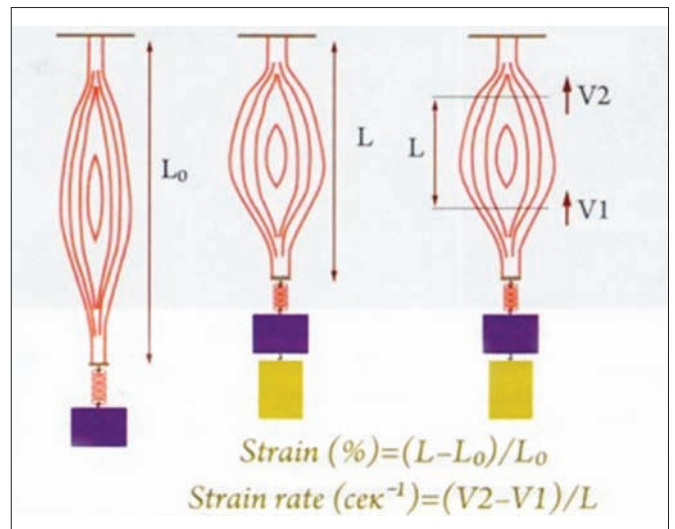
Режим цветовой ТД сегодня успешно используется при стресс-ЭхоКГ, поскольку он дает возможность анализировать движение всех сегментов ЛЖ выбранной проекции в течение одного и того же кардиального цикла. В литературе отмечается некоторое несовпадение скоростей движения миокарда, измеренных в импульсном и цветовом режиме. Причина заключается в том, что ТД в импульсном режиме регистрирует истинную пиковую (максимальную) скорость в исследуемой точке, в то время как в режиме цветового картирования вычисляется средняя скорость внутри контрольного объема. Таким образом, скорость, полученная в импульсном режиме, превышает скорость в режиме цветовой ТД приблизительно в 1,5 раза. Однако показано, что значения скоростей, измеренных в обоих режимах, достоверно коррелируют друг с другом, а соотношение  $E_m/A_m$  остается постоянным [24].

Смещение миокарда (англ. displacement) – путь, который проходит исследуемая точка в течение кардицикла. Этот показатель вычисляется при постобработке цветowych изображений в ТД и представляет собой интеграл скорости движения миокарда во времени. Максимальное систолическое смещение измеряется в точке закрытия аортального клапана. В норме график смещения выглядит, как гладкая кривая (рис. 5).



**Рис. 5. Измерение систолического смещения**  
Красная вертикальная линия отмечает момент закрытия аортального клапана (АК; AV);  $D_{syst}$  – смещение в систолу [8].

Деформация (strain, S) – параметр, оценивающий изменение длины миокардиального волокна; она измеряется в процентах от исходной длины волокна. Скорость утолщения или укорочения миокардиального волокна называется скоростью деформации (strain rate, SR). Ультразвуковые системы вычисляют эти показатели на основе следующего алгоритма: SR рассчитывается по данным цветовой ТД как скорость взаимного смещения двух точек, находящихся на заданном расстоянии (обычно 9-11 мм) (рис. 6).



**Рис. 6. Принцип расчета деформации и скорости деформации миокарда**

$L_0$  – исходная длина волокна;  $L$  – конечная длина волокна;  $V_1$  и  $V_2$  – скорости точек на концах отрезка  $L$  [37].

Деформация вычисляется как интеграл от скорости деформации по времени. График скорости деформации подобен инвертированному графику миокардиальных скоростей – он также имеет один систолический пик и два диастолических (рис. 7).

Как правило, в этом режиме оценивают только максимальную систолическую скорость деформации; диагностическое значение диастолических скоростей деформации изучено недостаточно. Максимальная систолическая деформация измеряется в момент закрытия аортального клапана. Деформация может быть как положительной (удлинение), так и отрицательной (укорочение). В норме систолическая деформация радиальных волокон миокарда (в проекции по короткой оси) является положительной и отражает степень систолического утолщения стенки ЛЖ. При исследовании продольных волокон миокарда (из апикальных позиций) скорость систолической деформации и сама деформация имеют отрицательные значения, так как продольные волокна в систолу укорачиваются.

Смещение и деформация миокарда, как и скорости, картируются в цветовом режиме. Существует также криволинейный M-режим цветовой ТД, позволяющий отображать на одной цветовой схеме скорости, смещение или деформацию всех сегментов исследуемой проекции ЛЖ одновременно. Такой способ представления не дает врачу количественной информации о движении миокарда, однако позволяет с одного взгляда определить предполагаемую зону, где происходят нарушения (рис. 8).

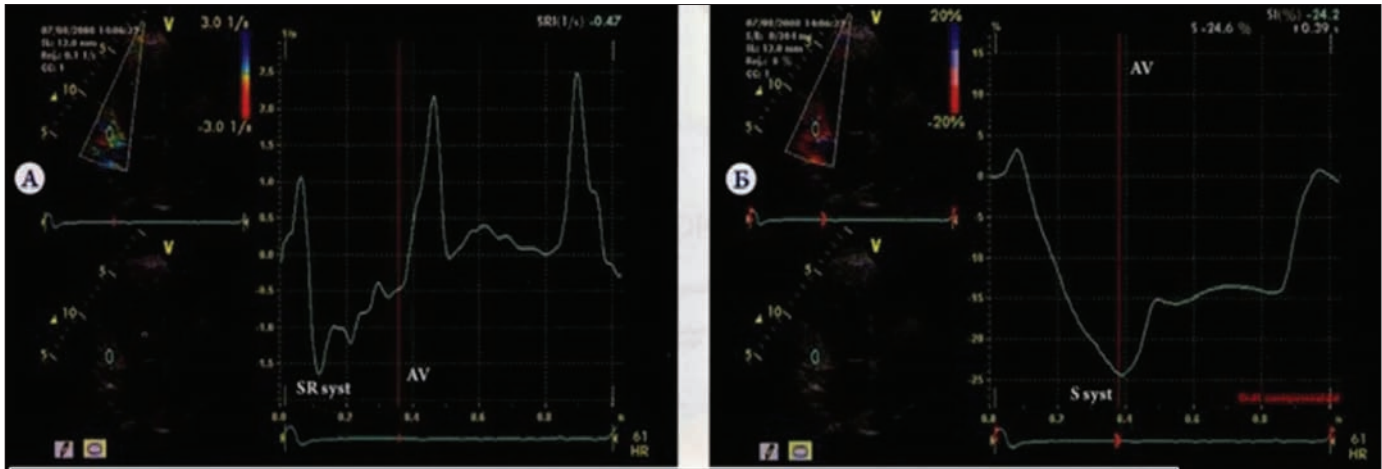


Рис. 7. Графики скорости (А) и амплитуды (Б) продольной деформации в зоне нормальной сократимости SR<sub>syst</sub> – максимальная систолическая скорость деформации; S<sub>syst</sub> – максимальная систолическая деформация в момент закрытия АК [8].

Справа цветом сверху вниз картируются скорости базального, срединного, апикального сегментов МЖП, апикального, срединного и базального сегментов боковой стенки ЛЖ. Относительно правильное чередование синих и красных вертикальных полос при отсутствии выраженных цветовых дефектов свидетельствует о синхронном движении всех сегментов с нормальными скоростями.

#### Основные ограничения ТД

Как и традиционная доплерография, ТД имеет ограничения, связанные с зависимостью результатов измерений от угла сканирования. Вычисляемая скорость обратно пропорциональна косинусу угла между ультразвуковым лучом и направлением движения исследуемой структуры (этот угол должен находиться в диапазоне от 0° до 20°), в противном случае значительно возрастает ошибка измерений.

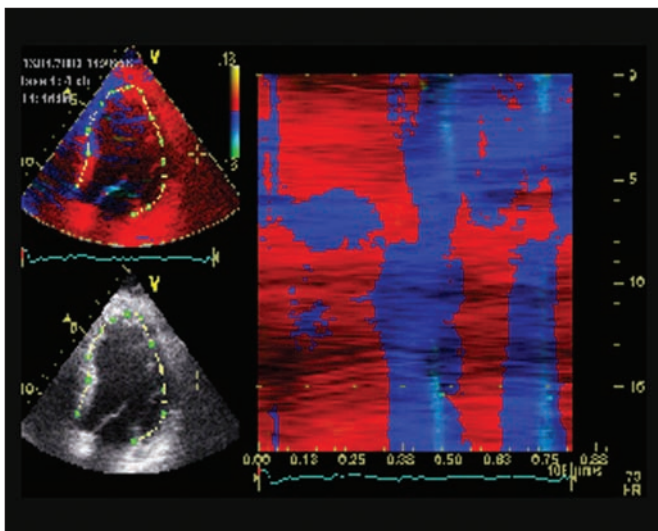


Рис. 8. Криволинейное цветное ТД-картирование в М-режиме в норме

Для того чтобы обеспечить максимальное временное разрешение, рекомендуется проводить цветное картирование с частотой кадров не менее 140 в минуту. Этого легче всего можно достичь, если выбирать минимальную ширину цветового сектора. При недостаточно высокой частоте кадров особенно сильно искажаются показатели деформации.

Исследуя локальную сократимость методом ТД, необходимо учитывать пространственную ориентацию волокон миокарда ЛЖ. Стенка ЛЖ образована мышечными волокнами двух направлений: продольными и радиальными. Первые преобладают в субэндо- и субэпикардиальных слоях и папиллярных мышцах, вторые – в срединных слоях миокарда. В области верхушки продольные волокна спирально закручиваются, приобретая форму петель. Сокращение продольных волокон в норме наступает на 25 мс раньше, чем радиальных. При этом в начале систолы полость ЛЖ изменяет свою геометрическую форму – становится более сферичной. Затем, когда наступает очередь сокращения радиальных миокардиальных волокон, эллиптическая форма нормального желудочка восстанавливается. Таким образом, систолическая функция миокарда включает в себя две составляющие: продольную и радиальную. Говоря о деформации миокардиальных волокон, помимо двух названных выше, выделяют также и третью составляющую – окружностную деформацию, которая является результатом взаимодействия продольных и радиальных волокон и обеспечивает эффективное изменение длины окружности ЛЖ во время сокращения и расслабления. На практике с помощью ТД чаще всего оценивают только продольную составляющую сократимости. При исследовании радиальной сократимости в позиции по короткой оси на доплерограмму влияет сложное параллельно-ротационное движение,

которое совершает сердце в грудной клетке в течение кардиального цикла. Это движение создает помехи и делает ТД-график неинтерпретируемым, в частности, в области МЖП. Кроме того, многие сегменты в поперечной проекции недоступны для анализа из-за зависимости ТД от угла сканирования. Поэтому ТД рекомендуется проводить, используя апикальный доступ (в 4-, 2- и 3-камерной проекциях).

Проводя оценку локальной сократимости методом ТД, следует также принимать во внимание следующие особенности.

– Все показатели ТД, характеризующие продольную сократимость, значительно снижаются от основания к верхушке ЛЖ (так называемый базально-верхушечный градиент – следствие того, что основание смещается к верхушке, а не наоборот). Исследование сократимости верхушечных сегментов вследствие этого затрудняется [16, 28].

– Скорости движения нижней, задней и боковой стенок в норме выше, чем скорости движения МЖП и передней стенки ЛЖ [14].

– Значения миокардиальных скоростей зависят не только от сократимости исследуемого сегмента, но и от количества пораженных сегментов в стенке ЛЖ. При нарушениях сократимости имеет место так называемое подтягивание: при меньшем объеме поражения – активное (рубцовые зоны подтягиваются за интактными), при большем – пассивное (обширные неэластичные рубцовые зоны фиксируют интактный миокард, не давая ему укорачиваться). В первом случае подтягивание приведет к ложному увеличению скоростей, во втором – к ложному уменьшению. Эффект подтягивания существенно влияет на скорости и смещение, в значительно меньшей степени – на показатели деформации, вследствие чего эти параметры оцениваются в литературе как наиболее перспективные [39].

– Амплитуда и скорость деформации зависят от кривизны исследуемой стенки ЛЖ: чем больше кривизна, тем меньше деформация и скорость деформации [37].

– Амплитуда ранней диастолической скорости  $E_m$  с возрастом достоверно снижается, в то время как  $A_m$ , напротив, растет [37].

Необходимо помнить о перечисленных выше ограничениях, для того чтобы погрешности методики как можно меньше влияли на полученные количественные параметры.

При работе в импульсно-волновом режиме ТД следует использовать контрольный объем размером 6–8 мм, располагая его в центре исследуемого региона миокарда максимально параллельно ультразвуковому лучу, подобрав адекватный скоростной

диапазон (обычно 20–21 см/с). Регистрацию следует проводить в нескольких последовательных циклах при спокойном дыхании пациента или во время короткой задержки дыхания для минимизации физиологических колебаний скоростей миокарда [5, 13]. ТД может быть использована для оценки как региональной, так и глобальной функции ЛЖ [20, 25]. Измеряя скорость движения различных сегментов миокарда, можно получить представление о региональной сократимости, а измеряя амплитуду и скорость перемещения МК – о глобальной (продольной) функции ЛЖ.

#### **Тканевая доплеровская визуализация ФК атриовентрикулярных клапанов и глобальная сократимость желудочков**

Известно, что миокард неоднороден как в анатомическом, так и в функциональном отношении. Стенка ЛЖ образована продольными и циркулярными мышечными волокнами. Продольные волокна преобладают в субэндо- и субэпикардиальных слоях и сосочковых мышцах, циркулярные – в средних слоях миокарда. Помимо анатомических, также существуют и важные функциональные особенности: продольные волокна сокращаются раньше, чем циркулярные [5]. В результате этого в начале систолы (в фазу изоволюмического напряжения) полость ЛЖ претерпевает геометрическую трансформацию – становится более сферичной [15]. Кроме того, когда наступает очередь сокращения циркулярных миокардиальных волокон, цилиндрическая форма нормального желудочка восстанавливается.

Таким образом, в норме систолическое сокращение ЛЖ обеспечивают как продольные, так и циркулярные миокардиальные волокна [5, 15]. При кардиальной патологии может нарушаться и продольная, и радиальная сократительная функция миокарда.

Существует гипотеза, подкрепленная результатами исследований, что при таких патологических состояниях, как ишемия и гипертрофия миокарда, в первую очередь нарушается функция продольных миокардиальных волокон [31]. Следовательно, анализ продольной функции миокарда наиболее актуален в ранней диагностике сердечно-сосудистой патологии [19].

ТД ФК атриовентрикулярных клапанов открывает широкие возможности для визуализации продольных движений стенок ЛЖ. Регистрация движений ФК атриовентрикулярных клапанов является наиболее простой процедурой по сравнению с регистрацией движений различных сегментов миокарда. Это объясняется большой скоростью и амплитудой

их движения, четкостью их анатомических ориентиров по сравнению с сегментами миокарда.

Систолические скорости движения ФК атриовентрикулярных клапанов и амплитуда их движений коррелируют с глобальной сократимостью желудочков. Это было показано в ряде работ как в В-, так и в М-режиме [1, 4, 5]. Основной же недостаток исследования экскурсии МК (независимо от метода исследования) связан с тем, что на его движение, помимо систолической функции ЛЖ, оказывают значительное влияние анатомические особенности и функциональное состояние левого предсердия (ЛП) [18]. Нельзя также исключить влияние гемодинамических факторов – уровня пред- и постнагрузки ЛЖ.

Смещение ФК митрального клапана также может быть использовано для быстрой оценки глобальной сократимости ЛЖ с помощью режима постобработки ТД – тканевого следа (tissue tracking). Этот режим позволяет количественно оценить амплитуду продольного смещения сердечных структур (в том числе ФК митрального клапана) во время систолы желудочков. Так, С. Pan et al. [33] показали высокую корреляцию смещения МК в режиме тканевого следа ТД с фракцией выброса (ФВ) ЛЖ (коэффициент корреляции – 0,97), рассчитанной в двухмерном режиме по Симпсону у пациентов с нормальной и диффузно сниженной сократимостью ЛЖ. Снижение ФВ до 30% и менее может быть предсказано по систолическому смещению ФК митрального клапана в режиме тканевого следа ТД менее чем на 4,8 мм с чувствительностью 98% и специфичностью 78%. Имеются сведения и об оценке глобальной сократимости ПЖ [33]. Использование значения Sm как показателя систолической функции важно при выраженном ремоделировании и дилатации ЛЖ, нарушении региональной сократимости. Так, в ходе обследования пациентов с постинфарктной аневризмой ЛЖ часто величина ФВ, определенная по методу дисков в апикальной двухкамерной и четырехкамерной позиции, варьирует в больших пределах. Для оценки достоверного снижения глобальной сократимости ЛЖ в такой клинической ситуации, которая нередко сопровождается плохой визуализацией, может помочь определение систолических скоростей движения ФК.

Возможность использования ТД для оценки региональной функции миокарда была подтверждена в экспериментальных и клинических исследованиях [40], которые показали, что чем сильнее нарушена региональная сократимость (гипокинезия – акинезия), тем ниже миокардиальные скорости. Очень важно, что ТД позволяет выявить нарушения региональной сократимости ЛЖ, которые

остаются незамеченными при традиционном визуальном анализе двухмерных эхокардиографических изображений. К. Shan et al. [31] после измерения скорости движения миокардиальных сегментов методом ТД проводили биопсию этих сегментов. Авторы установили обратную зависимость между степенью интерстициального фиброза и плотностью  $\beta$ -адренорецепторов, с одной стороны, и систолической (Sm) и ранней диастолической (Em) скоростью движения миокардиальных сегментов – с другой.

Следует отметить, что ТД ФК атриовентрикулярных клапанов не позволяет определять количественные значения ФВ желудочков и имеет ряд ограничений, к которым следует отнести нарушения локальной сократимости у больных после инфаркта миокарда и случаи объемной перегрузки при выраженной недостаточности атриовентрикулярных клапанов [19–23]. С учетом этих ограничений ТД ФК сегодня может быть использована практически врачом как дополнительный метод оценки глобальной сократимости желудочков у пациентов с неоптимальной визуализацией эндокарда.

#### **Тканевая доплеровская визуализация ФК митрального клапана и диастолическая функция желудочков**

По аналогии с трансмитральным кровотоком максимальные скорости диастолических движений ФК чаще всего обозначаются заглавными буквами E и A со штрихом или буквенным обозначением (E', Ea, Em и A', Aa, Am соответственно). Скорости латеральной части ФК митрального клапана обычно несколько больше скоростей медиальной (перегородочной) его части, и их легче анализировать [41].

Как в норме, так и при кардиальной патологии наблюдается определенное соответствие между характером доплеровского спектра диастолического наполнения ЛЖ и спектра, полученного методом ТД. Например, с возрастом происходит параллельное снижение скоростей E и Em и соотношений E/A и Em/Am [13, 17, 21, 25, 26, 34]. По некоторым данным, снижение соотношения Em/Am (менее 1,0) у здоровых людей наступает раньше (уже в возрасте 40–49 лет), чем снижение соотношения E/A (менее 1,0; в возрасте 60–69 лет) [21].

Диастолические показатели движения МК не зависят от ЧСС, систолического артериального давления и ФВ ЛЖ, но обнаружена обратная связь этих показателей (Em и Em/Am) и временной константы релаксации ЛЖ [21]. Подтверждение того, что показатели диастолической функции ЛЖ, полученные при помощи импульсно-волновой ТД МК, не зависят от преднагрузки, продемонстрировано в работах D. Sohn et al., T. Oki, а также N. Onte et al. [34].



В других исследованиях были получены данные о том, что показатели ТД, прежде всего  $E_m$ , все же зависят от преднагрузки, однако эта зависимость, во-первых, гораздо слабее, чем у аналогичных параметров трансмитрального доплеровского спектра ( $E$ ), во-вторых, она более выражена при нормальной диастолической функции ЛЖ и значительно ослабевает при диастолической дисфункции ЛЖ [10, 23, 34]. Сочетание снижения максимальной скорости движения медиальной части МК в раннюю диастолу менее 8,5 см/с и отношения  $E_m/A_m$  менее 1,0 свидетельствует о псевдонормальном трансмитральном кровотоке с чувствительностью 88% и специфичностью 67% [21].

ТД ФК атриовентрикулярных клапанов, особенно в сочетании с параметрами кровотока через них, позволяет оценивать конечное диастолическое давление в ЛЖ, среднее давление заклинивания в легочной артерии (ДЗЛА) [19-23, 35, 36] и среднее давление в правом предсердии (ДПП) [21].

В исследованиях с одновременным применением доплер-ЭхоКГ, тканевой миокардиальной доплер-ЭхоКГ и катетеризации сердца была показана возможность использования комбинации доплеровских параметров для расчета давления в полостях сердца и легочной артерии [19-23, 35, 36]. Получены данные о том, что соотношение скорости раннего диастолического наполнения  $E$  (традиционная доплерография) к скорости раннего диастолического движения МК  $E_m$  (ТД), рассчитанное в ЛЖ и ПЖ, может быть успешно использовано для расчета среднего ДЗЛА и среднего ДПП у пациентов с различной кардиальной патологией.

Одна из формул для расчета среднего ДЗЛА [21] имеет следующий вид:

$$\text{среднее ДЗЛА} = 1,24E/E_m + 1,9,$$

где  $E$  – пиковая скорость раннего диастолического наполнения ЛЖ по данным доплерографии трансмитрального потока;  $E_m$  – пиковая скорость раннего диастолического движения латерального сегмента МК по данным импульсно-волновой ТД.

Отношение  $E/E_m$  больше 10 с чувствительностью 91% и специфичностью 81% указывает на повышение среднего ДЗЛА  $>12$  мм рт. ст. [21].

Показатель среднего ДПП используется для неинвазивного определения систолического давления в легочной артерии по формуле:

$$\text{СДЛА} = 4V^2 + \text{среднее ДПП},$$

где СДЛА – систолическое давление в легочной артерии;  $V$  – максимальная скорость трикуспидальной регургитации.

Традиционно ДПП определяют по диаметру нижней полой вены и степени ее коллабирова-

ндохе. С использованием данных импульсно-волновой ТД трикуспидального кольца (ТК) среднее ДПП можно рассчитать по формуле [18]:

$$\text{среднее ДПП} = 1,7E/E_m + 0,8,$$

где  $E$  – пиковая скорость раннего диастолического наполнения ПЖ по данным доплерографии диастолического потока через трикуспидальный клапан;  $E_m$  – пиковая скорость раннего диастолического движения латерального сегмента ТК по данным импульсно-волновой ТД.

Опубликованы данные об использовании ТД МК для дифференциальной диагностики патологической и физиологической гипертрофии миокарда ЛЖ. Так, у больных с патологической гипертрофией ЛЖ снижаются систолическая и ранняя диастолическая скорости движения ФК митрального клапана, чего не наблюдается у спортсменов с физиологической гипертрофией ЛЖ. По данным D. Vinereanu et al. [40], средняя систолическая скорость движения МК менее 9 см/с позволяет лучше всего дифференцировать патологическую и физиологическую гипертрофию ЛЖ.

Использование интегрального показателя соотношения скорости раннего диастолического трансмитрального потока  $E$  и раннего диастолического движения латерального и септального сегментов МК ( $E/E_m$  или  $E/e'$ ) позволяет преодолеть зависимость от преднагрузки использования изолированных показателей трансмитрального потока и абсолютной скорости  $E_m$ . Кроме того, данный показатель продемонстрировал свое полезное прогностическое значение. Так, у больных с острым инфарктом миокарда соотношение  $E/E_m$  на латеральном сегменте МК  $\geq 10$  является независимым предиктором сердечно-сосудистых осложнений (кардиальная смерть и повторные госпитализации вследствие прогрессирования сердечной недостаточности) [26].

Сегодня принято использование среднего арифметического соотношения скорости раннедиастолического трансмитрального потока  $E$  и раннедиастолического движения латерального и септального сегментов МК ( $E/E_m$  или  $E/e'$ ), которое практически не зависит от преднагрузки, в норме составляет  $\leq 8$ , а при повышении данного показателя в сочетании с дилатацией ЛП (индекс объема  $\geq 34$  мл/м<sup>2</sup>) свидетельствует о диастолической дисфункции и повышенном давлении в ЛП (повышении преднагрузки ЛЖ) независимо от того, нормальная или сниженная ФВ ЛЖ. Повышение показателя среднего арифметического  $E/e'$  на латеральном и септальном сегментах МК  $\geq 13$  ( $\geq 15$  для септального МК и  $\geq 12$  для латерального МК) однозначно свидетельствует

о повышенной преднагрузке ЛЖ (повышенном давлении в ЛП) независимо от ФВ ЛЖ и объемов полостей левых отделов [19].

Таким образом, очевидно преимущество индексов ТД перед традиционными доплеровскими параметрами. Это обстоятельство и накопленные доказательные данные позволили сегодня в соответствии с Рекомендациями Европейской ассоциации ЭхоКГ и Американского общества ЭхоКГ по эхокардиографической оценке диастолической функции ЛЖ [19] включить использование импульсно-волнового ТД МК и интегрального показателя  $E/E_m$  ( $E/e'$ ) в рутинный алгоритм дифференциальной диагностики типов диастолической функции ЛЖ и определения давления наполнения (преднагрузки) ЛЖ, отражающего такой важный показатель, как ДЗЛА, во время ЭхоКГ-исследования.

#### Дифференциальная диагностика рестриктивной кардиомиопатии и КП

Другая область применения ТД МК, имеющая широкое практическое применение, – это достоверный инструмент дифференциальной диагностики рестриктивной кардиомиопатии (РКМП) и КП [7, 19]. При РКМП, то есть диффузной патологии именно миокарда, обычно нарушена как систолическая, так и диастолическая функция обоих желудочков, а при ТД МК и ТК регистрируется диффузное снижение систолической скорости  $S$  и диастолической скорости  $E_m$  движения МК менее 8 см/с при графике по типу нарушения релаксации (ранние стадии) или миокардиальной рестрикции, в то

время как при КП, когда миокардиальная функция сохранена, а центральная гемодинамика нарушается за счет сдавления сердца извне, при ТД МК регистрируются высокие скорости систолического движения  $S$  и раннедиастолического движения  $E_m$  МК при графике по типу нормальной диастолической функции ( $E_m > A_m$ ) или нарушения релаксации желудочков ( $E_m < A_m$ ) [7] (рис. 9). Кроме того, для

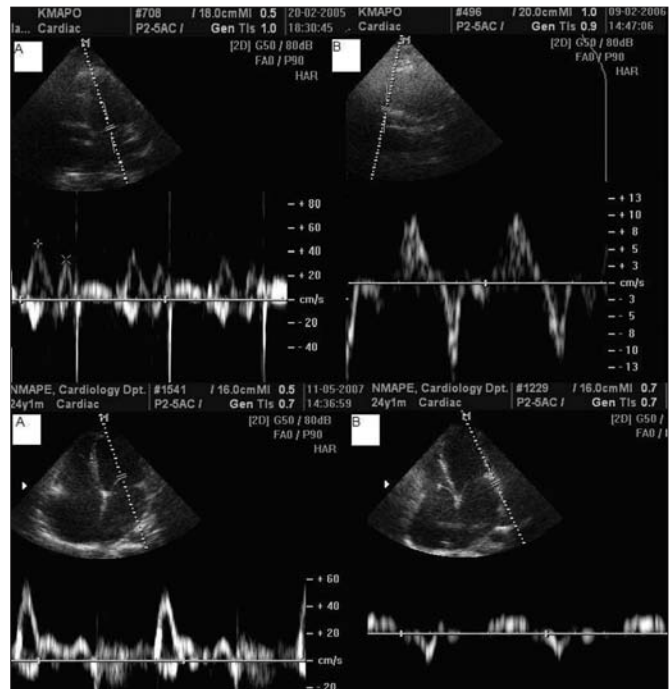


Рис. 9. Допплерограммы диастолического наполнения ЛЖ (А) и движения МК (В) у пациентов с КП (вверху) и РКМП (внизу)

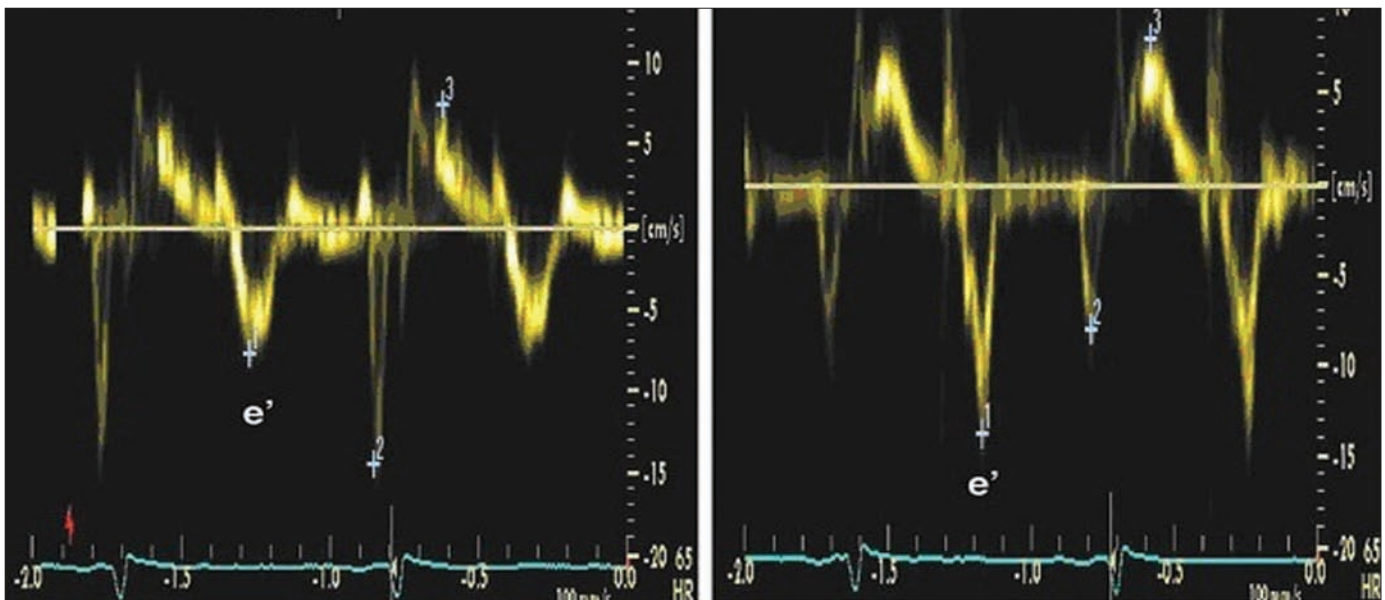


Рис. 10. Скорости движения по данным импульсно-волновой ТД латерального (слева) и септального (справа) сегментов МК у пациента с КП

Скорость септального раннедиастолического пика  $e'$  составляет 14 см/с по сравнению с  $e' = 8$  см/с на латеральном сегменте МК. 1 =  $e'$ , 2 =  $a'$ , 3 =  $S_m$  [19].

РКМП характерны более низкие скорости движения септального сегмента МК за счет высокого давления со стороны правых отделов, в то время как для КП – более низкая скорость латерального сегмента МК по сравнению с септальным за счет большего давления со стороны кальцинированного перикарда в области свободной стенки ЛЖ [19] (рис. 10).

При КП имеют место нормальная графика диастолического трансмитрального потока и высокие скорости систолического и раннедиастолического движения МК, что свидетельствует о нормальной миокардиальной функции ЛЖ, в то время как при РКМП наблюдаются рестриктивная графика трансмитрального потока и резко сниженные скорости систолического и раннедиастолического движения МК. Аналогичные изменения отмечаются и в правых отделах.

#### Применение тканевого доплера при стресс-эхокардиографии

ТД позволяет преодолеть ограничения нашего зрительного анализатора в оценке непродолжительных изменений движения миокарда. В экспериментальных и клинических исследованиях показано, что миокардиальные систолические скорости уменьшаются при развитии ишемии. Скорость движения здорового неишемизированного миокарда увеличивается вдвое в ответ на максимальную нагрузку, в то время как скорость движения ишемизированного миокарда увеличивается не столь значительно. Скорость движения рубцовой ткани снижена в исходном состоянии и незначительно увеличивается в ответ на нагрузку из-за эффекта подтягивания за счет соседних сокращающихся участков миокарда. По сравнению с физической нагрузкой при пробе с добутамином регистрируются более высокие скорости как в неишемизированных, так и в ишемизированных сегментах [3]. Отсутствие адекватного прироста систолической скорости движения нормально сокращающихся в исходном состоянии сегментов миокарда в ответ на фармакологическую или иную нагрузку может быть маркером преходящей ишемии миокарда и позволяет с высокой чувствительностью эффективно выявлять сегменты миокарда, расположенные в бассейне стенозированных коронарных артерий, с достаточно высокими значениями чувствительности и специфичности [1, 3, 5, 9].

Таким образом, исследования последних лет свидетельствуют о том, что ТД – перспективный и полезный в ежедневной клинической практике инструмент неинвазивной оценки миокардиальной

функции, часто позволяющий проводить раннюю диагностику даже скрытой субклинической дисфункции миокарда. ТД дает ценную дополнительную информацию у практически каждого кардиологического пациента, и она должна рутинно использоваться кардиологами и врачами функциональной диагностики, что требует ее более глубокого изучения.

#### Литература

1. Алехин М.Н. Возможности практического использования тканевого доплера. Лекция 1. Тканевой доплер, принципы метода и его особенности. Основные режимы, методика регистрации и анализа // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2002. – № 3. – С. 115-125.
2. Алехин М.Н. Возможности практического использования тканевого доплера. Лекция 2. Тканевой доплер фиброзных колец атриовентрикулярных клапанов // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2002. – № 4. – С. 112-118.
3. Алехин М.Н. Возможности практического использования тканевого доплера. Лекция 3. Тканевой доплер и стресс-эхокардиография // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2003. – № 3. – С. 123-132.
4. Беленкова Ю.Н., Агманова Э. Т. Диастолическая функция сердца у больных с хронической сердечной недостаточностью и методы диагностики ее нарушений с помощью тканевой миокардиальной доплер-эхокардиографии // Кардиология. – 2003. – № 11. – С. 58-65.
5. Никитин Н.П., Клиланд Дж. Ф. Применение тканевой миокардиальной доплер-эхокардиографии в кардиологии // Кардиология. – 2002. – № 3. – С. 66-79.
6. Павлюкова Е.Н., Гусева О.В. и др. Продольная глобальная и сегментарная функции левого желудочка у больных гипертонической болезнью по данным тканевой доплер-эхокардиографии // Кардиология. – 2003. – № 8. – С. 45-51.
7. Поташев С.В. Современная эхокардиография в диагностике рестриктивных кардиомиопатий // Серцева недостатність. – 2010. – № 3. – С. 26-31.
8. Хадзегова А.Б. и соавт. Современные возможности тканевой доплерографии и области ее применения // Серце: журнал для практикующих врачей. – 2010. – Том 9, № 4 (54). – С. 251-261.
9. Шляхто Е.В. и др. Применение для топической диагностики поражения коронарного русла у пациентов с ишемической болезнью сердца // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2004. – № 3. – С. 112-120.
10. Abaci A., Oguzhan A., Kiranatlı B. et al. Influence of alteration in preload on the pattern of left ventricular diastolic filling as assessed by Doppler tissue imaging // Eur. Heart J. – 1999. – Vol. 20. – P. 292.
11. Alam M., Wardell J., Andersson E. et al. Characteristics of mitral and tricuspid annular velocities determined by pulsed wave Doppler tissue imaging in healthy subjects // J. Am. Soc. Echocardiogr. – 1999. – Vol. 12. – P. 618-628.
12. Altınmakas S., Dagdmren B., Uyan C. et al. Prediction of viability by pulsed-wave Doppler tissue sampling of asynergic myocardium during low-dose dobutamine challenge // Int. J. Cardiol. – 2000. – Vol. 74. – P. 107-113.
13. Bruch C., Marin D., Kumz. S. et al. Analysis of mitral annulus excursion with tissue Doppler echocardiography. Noninvasive assessment of left ventricular diastolic dysfunction // Z. Kardiol. – 1999. – Vol. 88. – P. 353-362.
14. Henein M., Lindqvist P., Francis D. et al. Tissue Doppler analysis of age-dependency in diastolic ventricular behaviour and filling: a cross-sectional study of healthy hearts (the Umea General Population Heart Study) // Eur. Heart J. – 2002. – Vol. 23 (2). – P. 162-171.
15. Hoffman R., Hanrath P. Tricuspid annular velocity measurement. Simple and accurate solution for a delicate problem? // Eur. Heart J. – 2001. – Vol. 22. – P. 280-282.
16. Katz W.E. et al. Quantitative evaluation of the segmental left ventricular response to dobutamine stress by tissue Doppler echocardiography // Am. J. Cardiol. – 1997. – Vol. 79 (8) – P. 1036-1042.
17. Lindsfrom L., Wranne R. Pulsed tissue Doppler evaluation of mitral annulus motion: a new window to assessment of diastolic function // Clin. Physiol. – 1999. – Vol. 19. – P. 1-10.
18. Nagueh M.F., Kopelen H.A., Zoghbi W.A. et al. Estimation of mean right atrial pressure using tissue Doppler imaging // Am. J. Cardiol. – 1999. – Vol. 84. – P. 1448-1451.
19. Nagueh S.F. et al. EAE/ASE Recommendations for the Evaluation of Left Ventricular Diastolic Function by Echocardiography // European Journal of Echocardiography. – 2009. – Vol. 10. – P. 165-193.
20. Nagueh S.F., Lakkis N.M., Middleton K.J. et al. Doppler estimation of left ventricular filling pressures in patients with hypertrophic cardiomyopathy // Circulation. – 1999. – Vol. 99. – P. 254-261.

21. Nagueh S.F., Middleton K.J., Kopelen H.A. et al. Doppler tissue imaging: a noninvasive technique for evaluation of left ventricular relaxation and estimation of filling pressures // *JACC*. – 1997. – Vol. 30. – P. 1527-1533.
22. Nagueh S.F., Mikaii I., Kopelen H.A. et al. Doppler estimation of left ventricular filling pressure in sinus tachycardia. A new application of tissue doppler imaging // *Circulation*. – 1998. – Vol. 98. – P. 1644-1650.
23. Nagueh S.F., Sua H., Kopelen H.A. et al. Hemodynamic determinants of the mitral annulus diastolic velocities by tissue Doppler//*J. Am. Coll. Cardiol.* – 2001. – Vol. 37. – P. 278-285.
24. Nikitin N.P., Witte K.K., Thackray S.D. et al. Longitudinal Ventricular Function: Normal Values of Atrioventricular Annular and Myocardial Velocities Measured with Quantitative Two-dimensional Color Doppler Tissue Imaging // *J.Am.Soc.Echocardiogr.* – 2003. – Vol. 16 (9). – P. 906-921.
25. Ohle N., Narita H., Hashimoto T. et al. Evaluation of left ventricular early diastolic performance by color tissue Doppler imaging of the mitral annulus // *Am. J. Cardiol.* – 1995. – Vol. 82. – P. 1414-1417.
26. Oki T., Tabata T., Yamada H. et al. Clinical application of pulsed Doppler tissue imaging for assessing abnormal left ventricular relaxation // *Am. J. Cardiol.* – 1997. – Vol. 79. – P. 921-928.
27. Palka P., Lange A., Fleming A.D. et al. Age-related transmural peak mean velocities and peak velocity gradients by Doppler myocardial imaging in normal subjects // *Eur. Heart. J.* – 1996. – T. 7 (6). – P. 940-950.
28. Pasquet A., Armstrong G., Beachler L. et al. Use of segmental tissue Doppler velocity to quantitate exercise echocardiography // *J.Am.Soc.Echocardiogr.* – 1999. – Vol. 12 (11). – P. 901-912.
29. Pellerin D., Berdeaux A., Cohen L. Comparison of 2 myocardial velocity gradient assessment methods during dobutamine infusion with Doppler myocardial imaging // *J.Am.Soc.Echocardiogr.* – 1999. – Vol. 12 (1). – P. 22-31.
30. Rambold R., Poldermans D., Box J.J. et al. Doppler tissue velocity sampling improves diagnostic accuracy during dobutamine stress echocardiography for the assessment of viable myocardium in patients with severe left ventricular dysfunction // *Eur. Heart. J.* – 2000. – Vol. 21. – P. 1091-1098.
31. Shan K., Bick R.J., Poindexter B.J. et al. Relation of tissue Doppler derived myocardial velocities to myocardial structure and beta-adrenergic receptor density in humans // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2000. – Vol. 36. – P. 891-896.
32. Shimizu Y., Uematsu M., Nagaya N. Myocardial velocity gradient reflects the severity of myocardial damage regardless of the presence or absence of mitral regurgitation // *J.Am.Soc.Echocardiogr.* – 2003. – Vol. 16 (3). – P. 246-253.
33. Simonson J.S., Schiller N.B. Descent of the base of the left ventricle: an echocardiography index of left ventricular function // *J. Am. Soc. Echocardiogr.* – 1989. – Vol. 2. – P. 25-35.
34. Sohn D. W., Chai I.H., Lee D.J. et al. Assessment of mitral annulus velocity by Doppler tissue imaging in the evaluation of left ventricular diastolic function // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 1997. – Vol. 30. – P. 474-480.
35. Sohn D.W., Kim Y.J., Kim H.C. et al. Evaluation of left ventricular diastolic function when mitral E and A waves are completely fused: role of assessing mitral annulus velocity // *J. Am. Soc. Echocardiogr.* – 1999. – Vol. 12. – P. 203-208.
36. Sumlresmiran L., Nagueh S.F., Vardan S. et al. Estimation of left and right ventricular filling pressures after heart transplantation by-tissue Doppler imaging // *Am. J. Cardiol.* – 1998. – Vol. 82. – P. 352-357.
37. Sun J.P., Popovic Z.B., Greenberg N.L. et al. Noninvasive quantification of regional myocardial function using Doppler-derived velocity displacement, strain rate, and strain in healthy volunteers: effects of aging // *J.Am.Soc.Echocardiogr.* – 2004. – Vol. 17 (2). – P. 132-138.
38. Tsutsui H., Uematsu M., Shimizu H. Comparative usefulness of myocardial velocity gradient in detecting ischemic myocardium by a dobutamine challenge // *J.Am.Coll.Cardiol.* – 1998. – Vol. 31 (1). – P. 89-93.
39. Urheim S., Edvardsen T., Torp H. et al. Myocardial strain by Doppler echocardiography. Validation of a new method to quantify regional myocardial function // *Circulation*. – 2000. – Vol. 102 (10). – P. 1158-1164.
40. Vinereanu D., Florescu N., Scuiithorpe N. et al. Differentiation between pathologic and physiologic left ventricular hypertrophy by tissue Doppler assessment of long-axis function in patients with hypertrophic cardiomyopathy or systemic hypertension and in athletes // *Am. J. Cardiol.* – 2001. – Vol. 88. – P. 53-58.
41. Vinereanu D., Khokhar A., Eraser A.G. Reproducibility of pulsed wave tissue Doppler echocardiography // *J. Am. Soc. Echocardiogr.* – 1999. – Vol. 12. – P. 492-499.