

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

ГОСУДАРСТВЕННОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ  
«РЕСПУБЛИКАНСКИЙ НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЙ ЦЕНТР  
РАДИАЦИОННОЙ МЕДИЦИНЫ И ЭКОЛОГИИ ЧЕЛОВЕКА»

**Возможности современной тканевой доплерографии  
в диагностике нарушений структурно –  
функционального состояния миокарда  
у пациентов с ишемической болезнью сердца  
и сахарным диабетом 2 типа**

*(практическое пособие для врачей)*



УДК: 616-073.4-8; (616-005.4+616.379-009.64)

Рекомендовано Ученым советом ГУ «РНПЦ РМиЭЧ» в качестве практического пособия для врачей 16.05.2014 г., протокол № 4

С о с т а в и т е л и: Науменко Е.П., Шилова В.А., Семеняго Е.Ф., Коржева С.Н.

Р е ц е н з е н т ы: к.м.н. Кривелевич Н.Б., к.м.н. Ефимова Н.Н.

### **Науменко Е.П.**

Возможности современной тканевой доплерографии в диагностике нарушений структурно – функционального состояния миокарда у пациентов с ишемической болезнью сердца и сахарным диабетом 2 типа: практ. пособие для врачей/Е.П. Науменко, В.А. Шилова, Е.Ф. Семеняго, С.Н. Коржева.-Гомель: ГУ «РНПЦ РМиЭЧ», 2014. – 44 с.

В учебно-методическом пособии подробно изложена информация о принципах и возможностях новой технологии ультразвукового исследования сердца тканевой доплерографии в оценке миокардиальной функции. Уделено внимание истории развития тканевой миокардиальной доплерографии, характеристике основных режимов тканевой миокардиальной доплерографии. Представлены литературные данные о применении метода у пациентов с сочетанной патологией. Пособие иллюстрировано наглядными изображениями.

Учебно-методическое пособие предназначено для врачей функциональной диагностики, ультразвуковой диагностики, кардиологов, эндокринологов.

УДК: 616-073.4-8; (616-005.4+616.379-009.64)

© Науменко Е.П., Шилова В.А.,  
Семеняго Е.Ф., Коржева С.Н.  
© ГУ «РНПЦ РМиЭЧ», 2014

## Содержание

1.	Список сокращений	4
2.	Введение	6
3.	Принципы метода	6
4.	История доплер эхокардиографии	8
5.	Применение ТМД в кардиологической практике	10
6.	Основные режимы тканевого доплера	11
7.	Ограничения метода	32
8.	Применение у пациентов с сочетанной патологией.	33
9.	Заключение	41
10.	Литература	42

## Список сокращений

Sm	Систолическая скорость движения миокарда
Am	Поздне-диастолическая скорость движения миокарда
Em	Ранне-диастолическая скорость движения миокарда
E/A	Отношение ранне-диастолической скорости к поздне-диастолической скорости
S (Strain)	Деформация миокарда
SR(Strain rate)	Скорость деформации миокарда
ДОП	Двухмерное отслеживание пятен серой шкалы
ИБС	Ишемическая болезнь сердца
ИМ	инфаркт миокарда
ИНСС	индекс нарушения локальной сократимости
ЛЖ	левый желудочек
ЛКА	левая коронарная артерия
МК	Митральный клапан
ОИМ	Острый инфаркт миокарда
ПЖ	Правый желудочек
СД 2т	Сахарный диабет 2 типа
ПЖ	Правый желудочек
СД 2т	Сахарный диабет 2 типа
Стресс-ТМД ЭхоКГ	Стресс-эхокардиография с тканевым миокардиальным доплером
ССЗ	Сердечно-сосудистые заболевания
ТМДФКМК	Тканевая миокардиальная доплерафия фиброзного кольца митрального клапана
Tissue Tracking	Тканевой след
ФВ	Фракция выброса
ФУ	Фракция укорочения
ЧСС	Число сердечных сокращений
ЭКГ	Электрокардиография
ЭхоКГ	Эхокардиография

## **Введение**

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) являются основной причиной смертности и заболеваемости населения всего мира. Среди основных факторов риска развития ССЗ, как у мужчин, так и у женщин ведущую роль занимает сахарный диабет (СД) [1]. В этой связи, своевременная диагностика и лечение ишемической болезни сердца (ИБС) у пациентов СД является чрезвычайно важным социально-ориентированным направлением медицины. В последнее время особую значимость для неинвазивной диагностики имеют эхокардиографические (ЭХОКГ) и сцинтиграфические методы выявления коронарной недостаточности. Немалый интерес представляют количественные методы изучения сократимости миокарда на основе тканевого доплеровского исследования (ТДИ), а также оценки деформации (Strain) и скорости деформации (Strain rate) соответствующих сегментов.

## **Принципы метода**

Тканевому доплеру (ТД) присущи основные особенности регистрации изображений, закономерности их анализа и ограничения, свойственные доплеровским исследованиям.

Движение миокарда в отличие от кровотока характеризуется более низкой скоростью (порядка 5-20 см/с) и существенно более мощным по амплитуде отраженным сигналом. В традиционных доплеровских системах, применяемых для оценки кровотока, высокоамплитудный и низкоскоростной (низкочастотный) сигнал от миокарда считается шумом и удаляется частотными фильтрами, пропускающими только высокочастотные сигналы (обычно более 400-500 Гц). При использовании тканевого доплера основная информация содержится в низкочастотном диапазоне, и соответственно используются другие настройки частотных фильтров (0-50 Гц), позволяющие выделить движение миокарда. Увеличение порога усиления отраженного ультразвукового сигнала по-

зволяет эффективно подавить низкоамплитудный сигнал от кровотока. Следующий необходимый элемент настройки - это подбор определенного скоростного диапазона, отражающего движение миокарда (5-20 см/с).

Тканевой доплер позволяет получать доплеровский сигнал от любой движущейся ткани сердца: миокарда, клапанного аппарата, стенок сосудов и предсердий, дополнительных патологических внутрисердечных образований (тромбы, опухоли, вегетации) и т.д. Наибольшее значение имеет изучение миокарда, так как ему присуща собственно сократительная функция, а также изучение движения фиброзных колец митрального и трехстворчатого клапанов, кинетика которых может быть весьма полезной для оценки продольной функции желудочков.

Скорость движения миокарда, отражаемая при тканевом доплеровском исследовании, представляет собой сумму нескольких движений, нередко разнонаправленных. Прежде всего, это собственно сокращение и расслабление миокарда. В систолу все сегменты миокарда сокращаются и движутся по направлению к центру тяжести сердца. Наоборот, в диастолу все сегменты движутся от центра тяжести, который в норме расположен в точке, равной 69% расстояния от переднебокового края аортального клапана до верхушки. Кроме того, происходит общее движение сердца в грудной клетке на протяжении сердечного цикла. Во время систолы сердце ротируется и движется по направлению к грудной стенке (к датчику), а во время диастолы - в обратную сторону. Наряду с этим сердце испытывает влияние других тканей, движущихся в непосредственной близости от сердца. Это могут быть передаточное движение сердца и возвратное движение окружающих тканей, пульсация сосудов, дыхательные движения. Тканевой доплер в каждый момент времени отражает вектор скорости, который является результатом не только сокращения миокарда, но и всех перечисленных движений. Поэтому не следует отождествлять скорости движения миокарда только с их собственно сократительной функцией (рис.1.) [2].

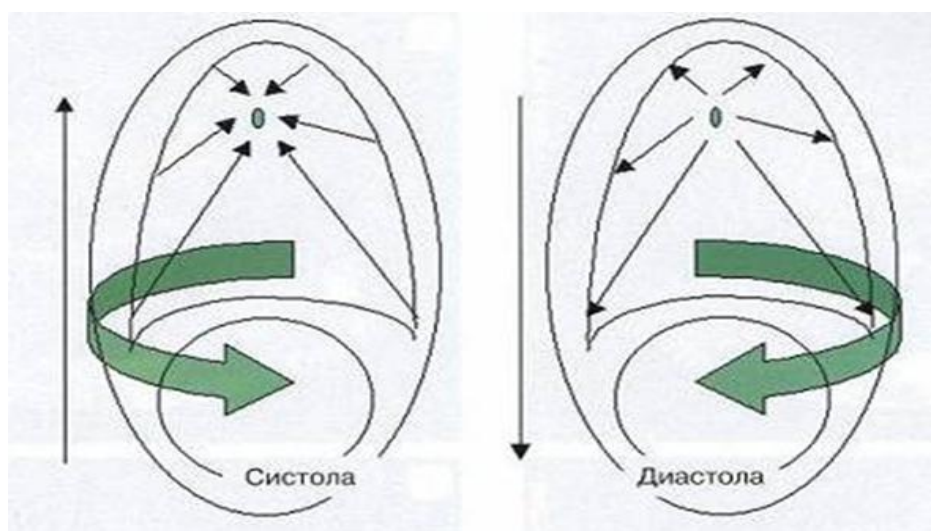


Рис. 1. Схема направлений основных векторов движения миокарда в систолу и диастолу желудочков (Garcia- Fernandez M.A., 1998).

### **История доплер эхокардиографии**

История доплер эхокардиографии (ЭхоКГ) начинается в 1842 году, когда австрийским ученым, профессором математики Христианом Допплером (Christian Doppler) был впервые открыт, проанализирован и описан принцип изменения длины волны, отраженной от движущегося объекта. В кардиологии сущность доплеровского эффекта состоит в том, что при отражении ультразвукового сигнала от движущихся объектов (эритроцитов, а также створок клапанов, стенок сердца) меняется его частота, и происходит сдвиг частоты ультразвукового сигнала. В Японии в середине 80-х годов впервые была произведена цветовая доплеровская визуализация динамики движения ригидной атеросклеротической бляшки. С этого момента, несмотря на технические ограничения, метод цветных доплеровских потоков был признан необычайно значимой технологией в области эхокардиографии и кардиологии.

В 1973 году I. Mirsky и W.W. Parmley ввели понятие миокардиального напряжения (деформации) в целях исследования жесткости (упругости) миокарда. Затем, через целых полтора десятилетия группа под руководством К. Isaaz (1989) разработала и обосновала количественные характеристики движе-

ния миокарда в норме и патологии, используя импульсно-доплеровский метод визуализации. Технологический прогресс середины 90-х годов прошлого века в области цифровых технологий обработки сигналов и построения изображений позволил “перейти Рубикон” в кардиологической ультрасонографической визуализации – появилась стрейн-эхокардиография. Так, в 1994– 1995 годах G.R. Sutherland и соавторы (1994), N. Yamazaki с соавторы (1994), а также K. Miyatake и сотрудники (1995) применили цветокодированный (цветовой) доплер-анализ движений миокарда, а A.D. Fleming и соавторы (1994) описали возможности применения расчета градиента скорости движения миокарда для оценки его сократительной функции. Три года позднее получил внедрение анализ напряжения (деформации) и скорости напряжения (скорости деформации) в реальном времени как расширение технологии тканевой доплер - сонографии Heimdal A. С. с соавторами, 1997. Еще через год группа Норвежского университета науки и технологий представила основные принципы и показала практическую применимость цветокодированного визуального представления скорости напряжения в эхокардиографии (Brodin L.-A. с соавторами, 1998; Heimdal A. с соавторами, 1998). А затем, G.R. Sutherland с соавторы (1999), а также L. Hatle и G.R. Sutherland (2000) обобщили появившиеся реальные методы тканевого доплеровского анализа движения стенки левого желудочка [2-10, 58, 59]. В последнее десятилетие вследствие устранения технических недостатков возможности методик тканевой миокардиальной доплерографии (ТМД) значительно возросли, а сам ТМД в клиниках становится частью стандартного ЭХОКГ протокола

Учитывая то, что ТМД обогащает информативностью ЭХОКГ и дает значительное количество дифференциально диагностической информации клиницисту, а большинство современных эхокардиографов оснащены этой методикой нам представляется актуальным более широкое внедрение ТМД в рутинную клиническую практику и ознакомление врачей с практическим использованием и возможностями данной методики.



## Применение ТМД в кардиологической практике

В кардиологической практике ТМД может применяться для диагностики большого количества нозологий и состояний [11, 12, 14]:

1. Оценка глобальной (продольной) систолической функции ЛЖ;
2. оценка сегментарной систолической функции ЛЖ;
3. диагностика ишемии миокарда;
4. дифференциальная диагностика необратимой и обратимой дисфункции миокарда;
5. оценка глобальной и региональной диастолической функций ЛЖ;
6. оценка функционального состояния других отделов сердца (правый желудочек, левое предсердие);
7. дифференциальная диагностика констриктивного перикардита и рестриктивной кардиомиопатии;
8. неинвазивная оценка давления в полости сердца и легочной артерии
9. диагностика отторжения сердечного трансплантата;
10. диагностика межжелудочковой и внутрижелудочковой диссинергии.

Безусловно, этот список нельзя считать исчерпывающим. Легко предположить, что в ближайшем будущем появятся новые области применения этого перспективного метода. Например, ТД ЭхоКГ нашла применение в области диагностики состояния эластичности крупных артериальных сосудов [13].

Информация о скорости и направлении движения тканей сердца может быть представлена несколькими режимами ТД.

### **Основные режимы тканевого доплера:**

1. цветовой двухмерный режим, который характеризуется наилучшим пространственным разрешением;
2. цветной М - модальный режим, который обладает высоким временным разрешением;
3. импульсно-волновой режим позволяет определить максимальную скорость движения миокарда
4. режимы постпроцессинговой количественной обработки двухмерных цветовых доплеровских данных.

Выбор режима ТД определяется целью исследования.

#### *Цветовой двухмерный режим ТД*

При проведении ТМДЭХоКГ в этом режиме каждая точка доплеровского спектра окрашивается в определенный цвет в зависимости от направления и скорости движения исследуемых структур. Объекты, которые движутся к датчику, прокрашиваются в красный цвет, от датчика прокрашиваются в синий цвет. Таким образом, алгоритм анализа цветового двухмерного режима ТД идентичен алгоритму анализа цветовых двухмерных доплерограмм кровотока. Этот режим дает представление о пространственном соотношении движения различных структур в каждый момент времени.

#### *Цветной М - модальный режим*

В режиме М - модального картирования получается развертка изображения во времени. К преимуществам цветного доплеровского картирования следует отнести возможность быстрой визуальной оценки характера движения и хорошее пространственное разрешение, позволяющее отдельно измерить скорость движения миокарда в субэпикардальных и субэндокардиальных слоях. Еще более важное преимущество метода является возможность одновре-

менного измерения скорости движения различных сегментов миокарда. Для анализа достаточно зарегистрировать одно кодированное цифровое изображение (cineloop), которое может содержать один или несколько сердечных циклов. Последующий анализ проводится в режиме off-line и требует использования специального программного обеспечения.

### *Импульсно-волновой режим*

Импульсный режим наиболее прост. Он позволяет получить высококачественный доплеровский спектр движения исследуемого участка миокарда и сердечной структуры (например, фиброзного кольца митрального клапана). Измерения не представляют большой сложности, их можно проводить незамедлительно (в режиме on-line). Наряду с пиковой скоростью легко определить ускорение и замедление движения исследуемой структуры. Основным недостатком метода состоит в том, что одномоментно можно исследовать лишь один объект. Следовательно, чтобы сделать множественные измерения, оператор должен последовательно вручную исследовать один сегмент за другим, что может занять продолжительное время. Этот недостаток становится особенно ощутимым, если ТМДЭхоКГ проводится в сочетании со стресс-ЭхоКГ-тестом, жестко регламентированным по времени. Кроме того, поскольку измерения проводятся в разных сердечных циклах, сравнительная оценка результатов может оказаться недостоверной. ТМДЭхоКГ в пульсовом режиме характеризуется высоким временем, но низким пространственным разрешением. Следовательно, раздельное исследование субэпикардальных и субэндокардиальных слоев миокарда также затруднено.

Как и при традиционном цветном доплеровском картировании при проведении ТМДЭхоКГ в этом режиме каждая точка доплеровского спектра окрашена в определенный цвет в зависимости от направления и средней скорости движения исследуемых структур.

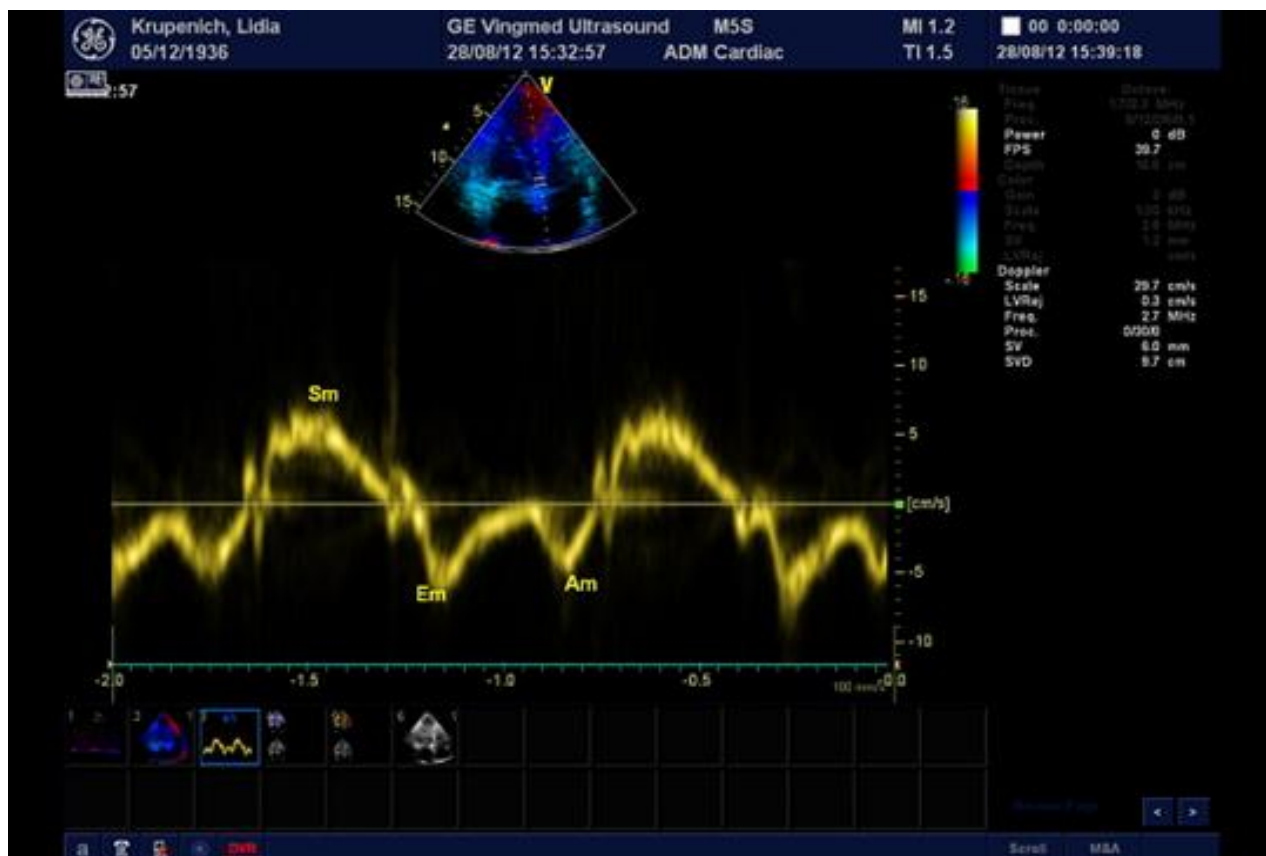


Рис .2. Импульсно - волновой режим тканевого доплера, движения базального сегмента перегородочной стенки ЛЖ в апикальной четырехкамерной позиции.

Импульсно - волновой режим позволяет регистрировать скорости тех участков миокарда, которые попадают в контрольный объем на протяжении сердечного цикла (Рис. 2.). Длина этих участков обычно составляет 12-16 мм для базальных сегментов левого желудочка (ЛЖ) и 20-22 мм для базальных сегментов правого желудочка (ПЖ) при сканировании из верхушечного доступа. При работе в этом режиме можно в реальном времени регистрировать скорость движения участка миокарда или сердечной структур [15]. Для этого необходимо установить контрольный объем в исследуемую точку.

При анализе движения миокарда различных сегментов из верхушечного доступа основным вектором движения будет продольный, обусловленный сокращением субэндокардиальных слоев. При регистрации движения миокарда из поперечных сечений сокращение миокарда обусловлено циркулярно располо-

женными волокнами миокарда. Допплерограмма движений миокарда состоит из трех пиков: систолического и двух диастолических, противоположно направленных (Рис. 3.)

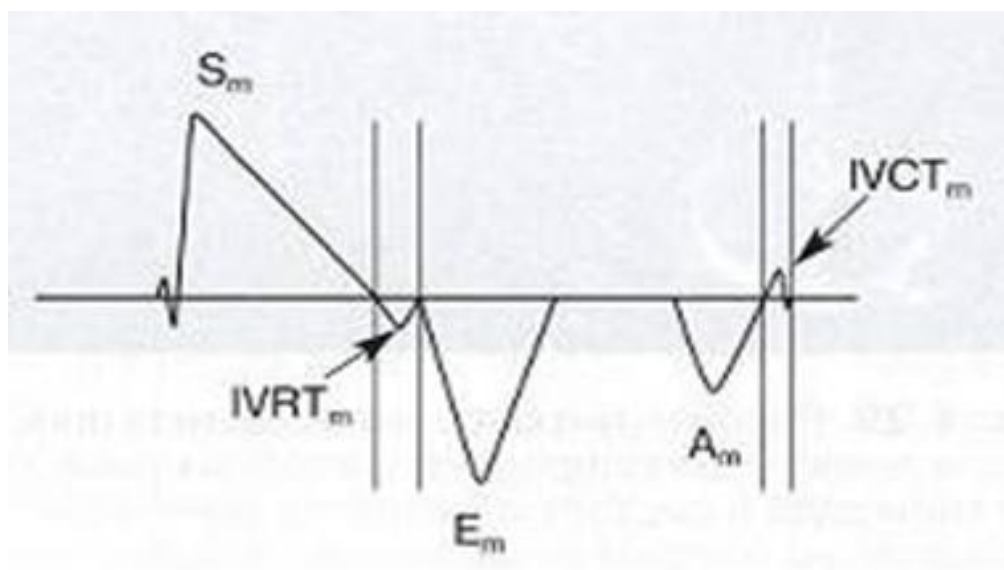


Рис. 3. Схема маркировки спектрограммы движения миокарда в импульсно-волновом режиме тканевого доплера.  $S_m$ - систолический пик движения миокарда,  $E_m$  - движение миокарда в раннюю диастолу,  $A_m$  - движение миокарда в фазу сокращения предсердий,  $IVRT_m$  - сегментарное время изоволюмического расслабления для данного сегмента миокарда,  $IVCT_m$  - сегментарное время изоволюмического сокращения для данного сегмента миокарда.

Систолический пик ( $S_m$ ), направленный выше изолинии, два диастолических ( $E_m$  и  $A_m$ ), направленных ниже изолинии. Систолическая волна  $S$  может варьировать по форме в зависимости от скорости сегментов миокарда. В продольном сечении максимальная скорость составляет в норме от 8 до 18 см/с [11, 15]. У пациентов с объемной перегрузкой или у молодых лиц с высокой частотой сердечных сокращений (ЧСС) максимальная систолическая скорость может быть выше. Заболевания сердца, нарушения ритма и проводимости, гемодинамическая нагрузка на сердце вызывают различные отклонения от нормального импульсно-волнового спектра. Иногда наряду с основными волнами появляются дополнительные, как правило, небольшой амплитуды. В большин-

стве случаев ими можно пренебречь. Исключение составляет постсистолическая PSm, которую можно наблюдать у больных с ИБС и хронической сердечной недостаточностью, особенно при выраженных нарушениях регионарной сократимости. Преимуществом этого метода по сравнению с визуализацией в В – режиме, является техническая простота и независимость от серошкального изображения эндокарда ЛЖ. Относительным недостатком этого режима является то, что можно использовать лишь один сегмент в режиме on-line [16, 17]. Целенаправленно исследуя сегменты миокарда ЛЖ, можно оценить сегментарную сократимость, а оценивая движение фиброзных колец – глобальную (продольную) функцию желудочков.

С практической точки зрения импульсно - волновой спектральный режим тканевого доплера преимущественно используется для регистрации скорости движения фиброзных колец атриовентрикулярных клапанов. Это позволяет ввести интегральный показатель глобальной продольной функции желудочков и сделать тканевой доплер востребованным в повседневной практике.

Спектрограмма движения фиброзного кольца по форме напоминает спектрограмму движения миокарда и состоит из трех пиков.

Тканевой доплер фиброзных колец атриовентрикулярных клапанов и систолическая функция желудочков сердца. Систолические скорости и амплитуда движения фиброзных колец атриовентрикулярных клапанов коррелируют с глобальной систолической функцией желудочков и с фракцией выброса, в частности. В норме продольное укорочение отделов левого желудочка имеет различные значения. Наибольшее смещение и скорости наблюдаются в нижних и боковых отделах по сравнению с перегородочными и передними. При патологии сердца снижение амплитуды максимальной систолической скорости движения S' может предшествовать снижению фракции выброса. В норме значения максимальной систолической скорости движения фиброзного кольца митрального клапана составляют более 8 см/с, а при ее значениях менее 5 см/с можно говорить о выраженном снижении систолической функции левого желудочка. При сердечной недостаточности с сохраненной фракцией выброса мак-

симметричная систолическая скорость движения фиброзного кольца митрального клапана  $S'$  больше, чем у больных с систолической дисфункцией, но меньше по сравнению с лицами без сердечной недостаточности, что свидетельствует о субклиническом нарушении систолической функции.

Максимальная систолическая скорость движения латеральной части фиброзного кольца трехстворчатого клапана в импульсно - волновом тканевом доплеровском режиме может быть эффективно использована для оценки глобальной систолической функции правого желудочка. Это особенно актуально, если учесть то обстоятельство, что расчеты фракции выброса правого желудочка с переносом двумерных режимов и формул, разработанных для левого желудочка, не вполне корректны. Причина этого в сложности формы правого желудочка, а также и в том, что сокращение правого желудочка существенно отличается от сокращения левого желудочка. Максимальная систолическая скорость движения фиброзного кольца трехстворчатого клапана менее 11,5 см/с указывает на систолическую дисфункцию правого желудочка. К ограничениям данного способа оценки систолической функции желудочков относятся случаи объемной перегрузки при выраженных атриовентрикулярных регургитациях.

Тканевой доплер фиброзных колец атриовентрикулярных клапанов и диастолическая функция желудочков сердца. По аналогии с трансмитральным кровотоком с возрастом наблюдается уменьшение максимальной скорости движения фиброзного кольца митрального клапана в раннюю диастолу ( $E'$ ) и отношения  $E/A'$ . Отношение  $E/A'$  становится менее 1 уже после 40 лет, то есть раньше по сравнению с трансмитральным кровотоком, для которого отношение  $E/A$  становится меньше 1 обычно после 60 лет.

У пациентов с нарушением релаксации левого желудочка максимальная скорость движения фиброзного кольца митрального клапана в раннюю диастолу ( $E'$ ) уменьшается, приводя к реверсии отношения  $E/A'$ . Это наблюдается и у больных с псевдонормальным трансмитральным кровотоком. По сравнению с трансмитральным кровотоком скорости движения фиброзного кольца митрального клапана относительно независимы от условий преднагрузки.

Спектрограмма скоростей перемещения фиброзного кольца митрального клапана у пациентов с рестриктивным наполнением левого желудочка сопровождается дальнейшим снижением пика  $E'$ , то есть максимальная скорость фиброзного кольца митрального клапана в раннюю диастолу ( $E'$ ) остается сниженной по мере увеличения скоростей кровотока в раннюю диастолу ( $E$ ) и перехода от нарушений релаксации левого желудочка через фазу псевдонормализации к рестриктивному типу наполнения левого желудочка. В связи с этим, оценка спектрограммы скоростей перемещения фиброзного кольца митрального клапана может быть очень полезной в дифференциальной диагностике псевдонормального трансмитрального кровотока от нормального. Это особенно ценно у тех пациентов, у которых не удается получить отчетливый спектр кровотока в легочных венах.

Тканевой доплер фиброзных колец атриовентрикулярных клапанов и оценка внутрисердечного давления.

Тканевой доплер фиброзного кольца атриовентрикулярных клапанов, особенно в сочетании с параметрами кровотока через них, позволяет оценивать среднее давление заклинивания в легочной артерии и среднее давление в правом предсердии.

Отношение максимальной скорости наполнения левого желудочка в раннюю диастолу (из верхушечного доступа в импульсно - волновом режиме доплера трансмитрального кровотока с положением контрольного объема на уровне концов створок митрального клапана) к максимальной скорости движения фиброзного кольца митрального клапана в раннюю диастолу (из верхушечного доступа в импульсно-волновом тканевом доплере с расположением контрольного объема на латеральной части фиброзного кольца) более 10 позволяет предположить повышение среднего давления в легочной артерии более 15 мм рт.ст. При этом следует помнить об ограничениях использования этого способа оценки среднего давления в легочной артерии. Он не может быть использован для оценки давления у здоровых лиц. Этот способ зависит от фракции выброса и места локации фиброзного кольца митрального клапана. Поэтому данный



способ следует использовать только у больных с сердечной недостаточностью с сохраненной систолической функцией левого желудочка и значения отношения  $E / E'$  должны быть более 10, 12 и 11 для бокового, перегородочного и усредненного значений. Эффективность данного метода оценки среднего давления в легочной артерии была подтверждена даже у больных с синусовой тахикардией и фибрилляцией предсердий.

Тканевой доплер фиброзного кольца митрального клапана для дифференциальной диагностики патологической гипертрофии миокарда левого желудочка от физиологической. У больных с патологической гипертрофией левого желудочка снижаются систолическая и ранняя диастолическая скорости движения фиброзного кольца митрального клапана, чего не наблюдается у спортсменов с физиологической гипертрофией левого желудочка. Снижение систолической скорости движения фиброзного кольца менее 9 см/с является высокоспецифичным маркером в левого желудочка от физиологической.

Значения скоростей движения фиброзных колец атриовентрикулярных клапанов могут быть полезными для оценки прогноза при сердечной недостаточности, в остром периоде инфаркта миокарда и также у больных, страдающих артериальной гипертонией. При этих состояниях скорости движения митрального кольца или базальных сегментов миокарда в систолу и в раннюю диастолу являются предикторами дальнейших тяжелых осложнений и неблагоприятного исхода болезни. Например, при значениях систолических и раннедиастолических скоростей движения менее 3 см/с прогноз является неблагоприятным.

Для эффективного применения импульсно - волнового режима тканевого доплера для оценки движения фиброзных колец всегда следует помнить, что выраженные атриовентрикулярные регургитации являются основным ограничением его использования.

## *Режимы постпроцессинговой количественной обработки двухмерных цветовых доплеровских данных*

В основе всех режимов и инструментов обработки лежат набор и сохранение (acquisition) цифровых данных о скорости и направлении движения каждого участка изучаемого объекта для их последующего анализа. Набор и сохранение цифровых данных проводятся в режиме цветового тканевого доплера. Анализ обычно выполняется в формате off-line и открывает очень широкие перспективы для оценки сложных пространственно-временных соотношений как собственно механической, так и электромеханической активности сердца на протяжении систолы и диастолы.

Цветовой тканевой доплер в отличие от спектрального позволяет отдельно анализировать эндо - кардиальные и эпикардиальные слои миокарда. Максимальные и средние скорости, интеграл скорости и временные интервалы могут быть измерены в каждом сегменте миокарда, в каждом слое миокарда и в каждый момент времени на протяжении сердечного цикла. Основными ограничениями цветового тканевого доплера являются низкая частота кадров и соответственно низкое временное разрешение. Постоянный прогресс в технологии формирования луча и параллельный процессинг увеличили частоту кадров в ультразвуковых системах до уровня, позволяющего адекватно анализировать большинство сердечных событий (временное разрешение достигает 10 мс).

К режимам обработки относятся скорость движения миокарда, ускорения, амплитуды смещения, деформация (Strain) и скорость деформации (Strain rate), тканевой след (Tissue Tracking) смещение и изображение синхронизации ткани (Tissue synchronization imaging) и др.

### *Реконструированная кривая скорости движения*

Этот инструмент позволяет off line реконструировать кривые скорости движения миокарда на протяжении одного или нескольких последовательных

сердечных циклов в любой точке сохраненного набора цифровых данных скорости (рис. 4).

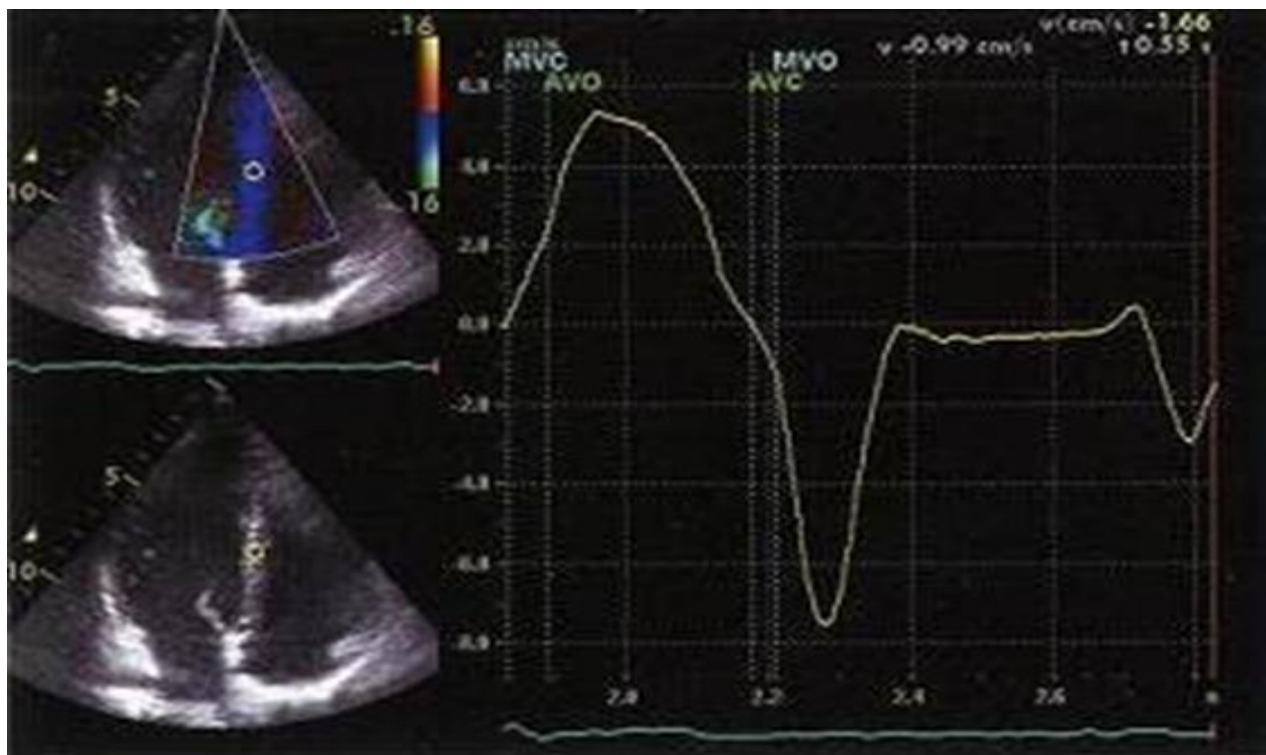


Рис. 4. Реконструированная кривая скорости движения среднего перегородочного сегмента миокарда ЛЖ на протяжении одного сердечного цикла в апикальной четырехкамерной позиции.

Этот инструмент может быть реализован для множества произвольно выбранных точек интереса. Данными точками могут быть различные сегменты миокарда или различные слои миокарда и т.д.

График реконструированных кривых скорости движения миокарда аналогичен спектру скорости, получаемому в режиме импульсно - волнового тканевого доплера. Однако следует помнить, что значения скоростей, измеренных в формате off line, меньше соответствующих значений, полученных on line в режиме импульсно - волнового тканевого доплера. Это связано с тем, что для реконструкции кривой скорости используются усредненные скорости, полученные в режиме цветового тканевого доплера. Основным преимуществом этого инструмента является возможность реконструкции кривых скорости дви-

жения нескольких сегментов или слоев миокарда для одного и того же сердечного цикла.

### *Нелинейный (curved) М-режим цветового доплера*

Инструмент представляет собой реконструированное М-модальное цветное изображение скоростей движения внутрисердечных структур, попадающих на произвольно прочерченную пользователем линию (рис. 4.35). Эта линия может быть ломаной и произвольной длины. Нелинейный или изогнутый (curved) М-режим цветового доплера позволяет мгновенно и наглядно отобразить временной и скоростной асинхронизм между различными сегментами миокарда. Наиболее оптимально данный инструмент может быть использован для расчета временной задержки событий между разными участками миокарда или иных внутрисердечных структур. Точность расчетов ограничивается временным разрешением (частотой кадров) двухмерного цветового тканевого доплера, которое на современных приборах при использовании узкого сектора сканирования может достигать 10 мс. По сути это один из вариантов функционального изображения. Применительно к рассматриваемому инструменту анализируемым событием является направление (кодируется красным и синим цветами) и скорость (кодируется оттенками цвета) движения миокарда, а зоной интереса является произвольно прочерченная пользователем линия.

### *Миокардиальный градиент скорости*

В нормально сокращающемся сердце эндокард движется быстрее эпикарда. Градиент скорости между эндокардом и эпикардом отражает скорость изменения толщины стенки и представляет собой скорость деформации стенки. Систолический миокардиальный градиент скорости является индикатором сегментарной локальной сократимости, причем независимым от общего смещения

сердца в грудной клетке. Предложены различные способы расчета миокардиального градиента скорости. В простейшем варианте миокардиальный градиент скорости может быть рассчитан как разница скоростей движения эндокарда и эпикарда, отнесенная к толщине стенки. Миокардиальный градиент скорости измеряется в с-1. По сути этот показатель отражает региональную радиальную скорость деформации. В норме с возрастом максимальный диастолический миокардиальный градиент скорости претерпевает те же изменения, что и максимальная диастолическая скорость.

### *Деформация (strain) и скорость деформации (strain rate)*

Strain определяется как деформация объекта по отношению к его начальной форме [9, 10, 13, 14]. Относительное изменение длины и будет являться деформацией (Strain), которая обозначается  $\epsilon$  и может быть описана формулой  $\epsilon = (L - L_0) / L_0$ , где  $L$ -длина объекта после деформации, а  $L_0$ - исходная длина объекта. Поскольку эта величина является изменением длин относительно исходной величины, то она выражается в %. Если происходит удлинение объекта, то деформация считается положительной величиной, при укорочении объекта – отрицательной. (Рис. 5).

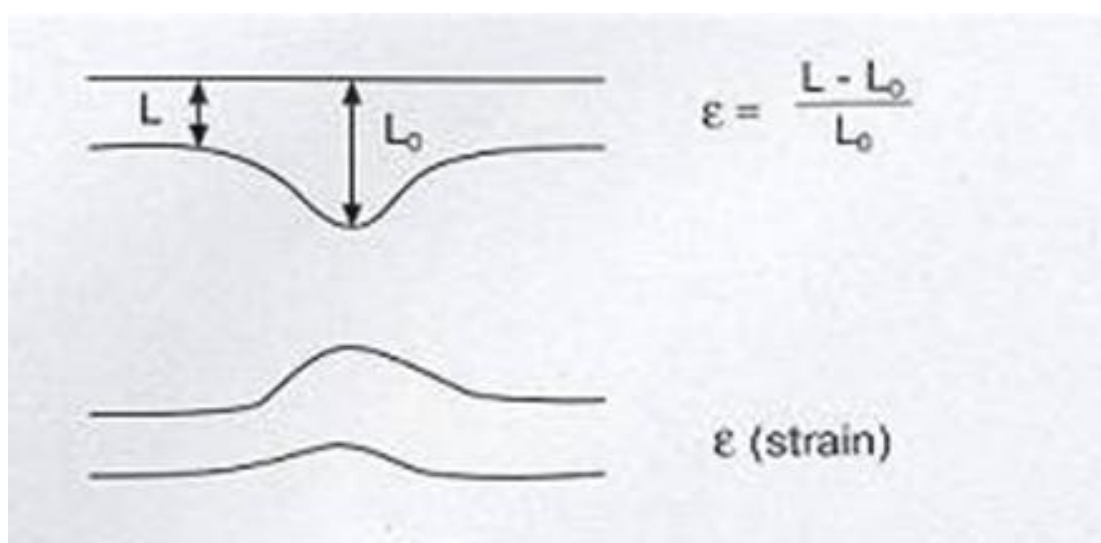


Рис.5. Схема радиальной линейной деформации.

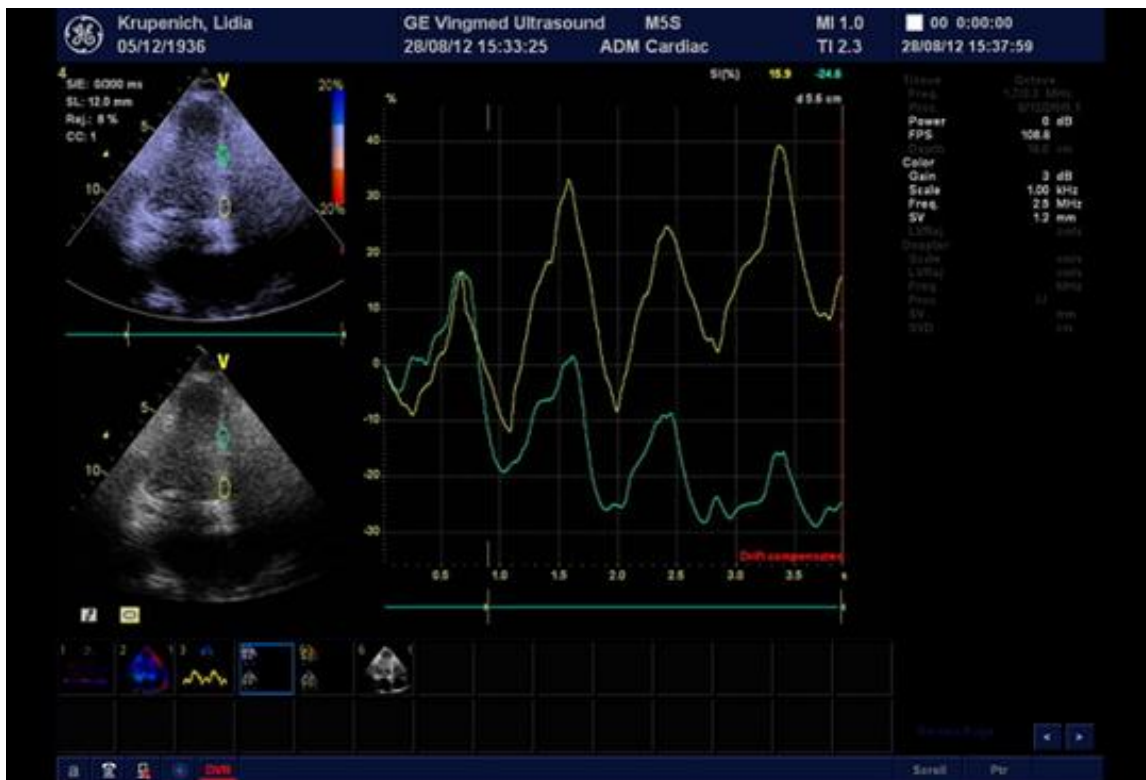
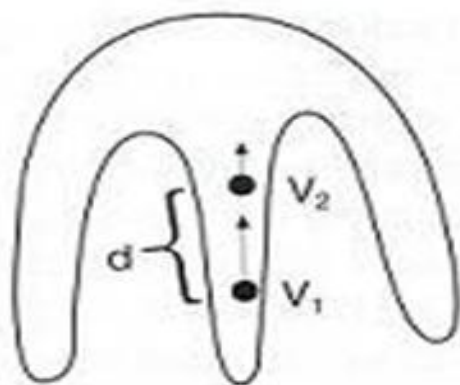


Рис.6. Режим Strain (деформация). Деформация базального и среднего сегментов перегородочной стенки ЛЖ в апикальной четырехкамерной позиции.

Strain/ Rate отражает скорость деформации. Скорость деформации миокарда рассчитывается на основе пространственного градиента скоростей между двумя соседними точками миокарда:  $\dot{\epsilon} = (V_1 - V_2)/L$ , где  $L$  – расстояние между точками 1 и 2, а  $V_1$  и  $V_2$  скорости движения в этих же точках. При утолщении сегмента миокарда в радиальном направлении  $\dot{\epsilon}$  принимает положительное значение, при истончении – отрицательное. Продольные изменения деформации сегментов миокарда, полученные из вершущечных позиций датчика характеризуются терминами «скорость укорочения» в систолу (отрицательное значение  $\dot{\epsilon}$ ) и «скорость удлинения» в диастолу (положительное значение  $\dot{\epsilon}$ ) (Рис. 7).



$$SR = \frac{V_1 - V_2}{d}$$

SR (strain rate)

Рис. 7. Схема определения продольной скорости миокарда, деформации миокарда (strain rate).

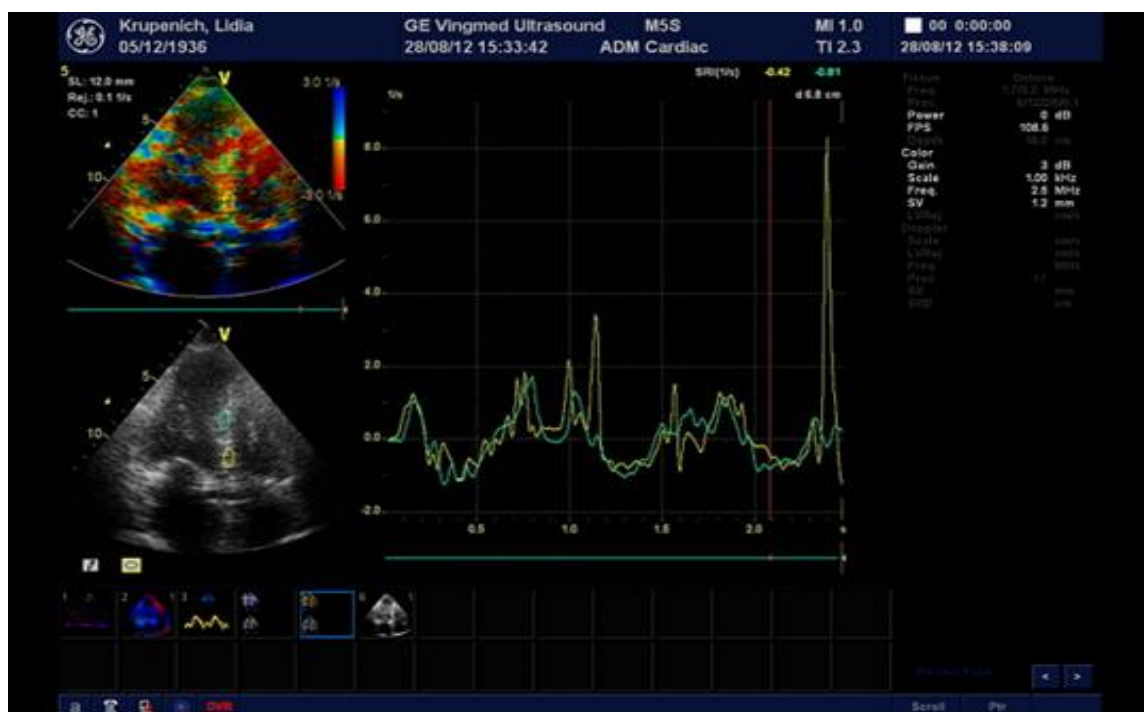


Рис. 8 Режим Strain Rate (скорость деформации). Скорость деформации базального и среднего сегментов перегородочной стенки ЛЖ в апикальной четырехкамерной позиции.

Преимущества измерений S/ SR в том, что эти величин могут быть получены в реальном времени с высокой временной и пространственной точностью. На значение S/ SR не влияет глобальное смещение сердца и эффект связывания сегментов. Ограничения режима заключаются в том, что измерения

проводятся из апикальной позиции и поэтому одновременно можно оценить только продольную деформацию и на анализ S/ SR влияет качество серошкального изображения. Продольный систолический SR коррелирует с максимальным значением первой временной производной давления в ЛЖ. По сравнению с миокардиальными скоростями продольной SR обладает большей чувствительностью и специфичностью в выявлении как дисфункциональных сегментов, так и жизнеспособных сегментов. Этот режим позволяет вывить сегменты миокарда как с нормальным кинезом стенки, так и при различных типах асинергии.

У здоровых лиц продольные систолический и ранний диастолический  $\epsilon'$  и  $\epsilon$  относительно гомогенны в пределах базальных, средних и верхушечных сегментов для всех стенок левого желудочка. Максимальный систолический  $\epsilon'$  равен  $-1,6 \text{ s}^{-1}$ ; максимальный ранний диастолический  $\epsilon'$  равен  $-2,0 \text{ s}^{-1}$ ; максимальный поздний диастолический  $\epsilon'$  равен  $-1,0 \text{ s}^{-1}$ ; систолический  $\epsilon$  равен  $-20\%$ . Поздний диастолический  $\epsilon$  в верхушечных сегментах обычно имеют меньшие значения по сравнению с соответствующими показателями, измеренными в базальных сегментах. Вероятнее всего, это объясняется тем, что базальные сегменты левого желудочка, расположенные ближе к левому предсердию, в большей степени испытывают влияние от проникающей в левый желудочек при сокращении левого предсердия волны крови в позднюю диастолу. Это и приводит к большей деформации базальных сегментов левого желудочка в позднюю диастолу. Кроме того, в норме в верхушечных сегментах максимальный  $\epsilon$  развивается на 20 мс раньше по сравнению с базальными сегментами.

### *Двухмерный Strain*

Двухмерный Strain, или двухмерное отслеживание пятен (ДОП), представляет собой новую технологию, основанную на анализе движения ультразвуковой картины миокарда В – модального изображения серой шкалы[18]. Эта технология использует уникальную ультразвуковую картинку, которая создает-



ся в результате отражения, преломления и рассеивания ультразвука при его проникновении в ткани. Фоновый шум фильтруется с помощью специального алгоритма, выделяющего небольшой сегмент миокарда со стабильной картиной ультразвуковых пятен серой шкалы, называемой kernels и состоящий из 20-40 пикселей. При использовании технологии ДОП происходит отслеживание от кадра к кадру уникальной картин совокупности пятен серой шкалы, которые генерируются при прохождении ультразвукового луча. Смещение этой уникальной картины пятен серой шкалы происходит вслед за движением миокарда, и изменения между пятнами отражают деформацию миокарда. Регистрируются видео клипы 2-, 4-, 5-камерных изображений сердца из апикальной позиции. Для корректного выполнения анализа необходимо корректно обвести границы эндокарда и эпикарда ЛЖ и, соответственно, правильно очертить зону интереса. Программное обеспечение автоматически разделяет желудочек на 6 одинаковых сегментов, каждый из которых может быть проанализирован в отдельности. Итоговое отображение выводится на экран в виде бычьего глаза (bull eye) (Рис. 9), левый желудочек разделяется на 17 сегментов: 6 базальных, 6 средних и 5 апикальных. Оценивали показатели продольной деформации миокарда в (%) по отношению к его начальной форме. Так как в систолу происходит укорочение продольных мышечных волокон, показатели продольной деформации имеют отрицательное значение.

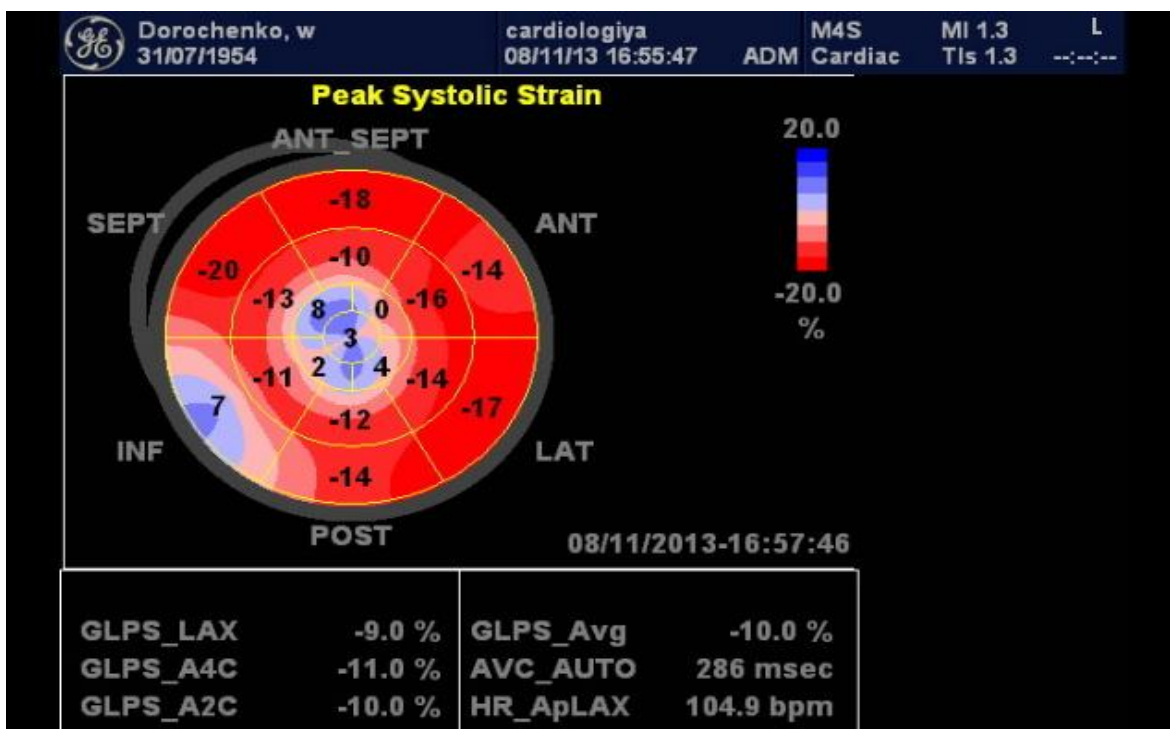
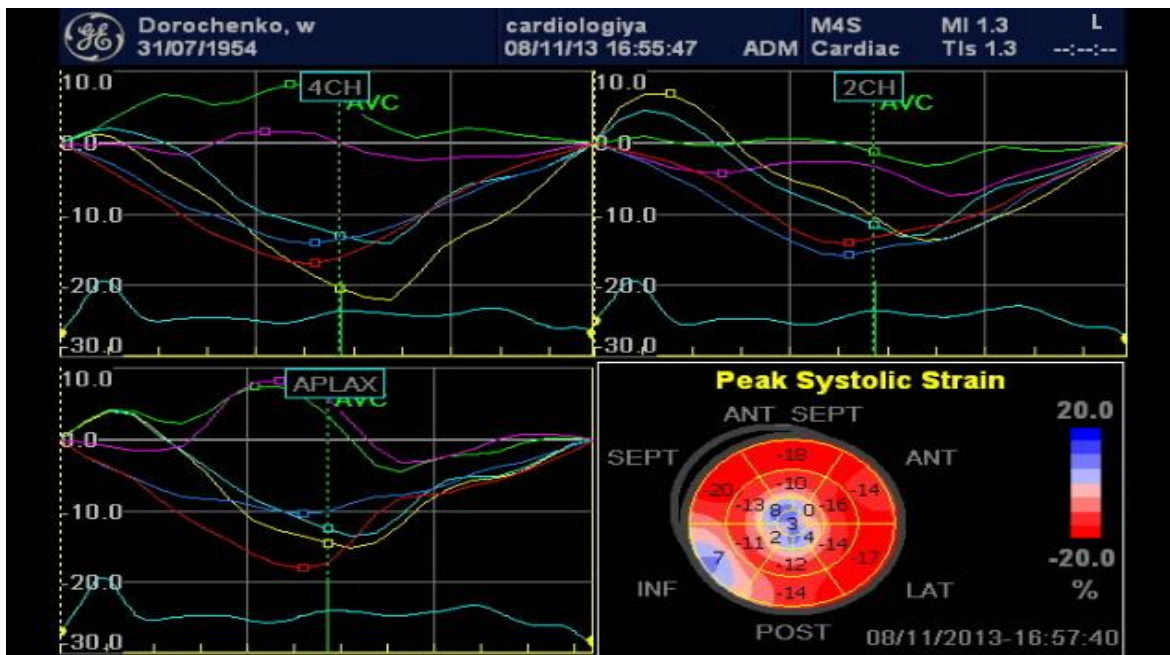


Рис. 9. Итоговое отображение продольной деформации миокарда.

При использовании этой технологии наряду с параметрами деформации возможна оценка параметров ротации и скручивания левого желудочка. Поскольку при использовании технологии ДОП параметры деформации могут быть рассчитаны для двух направлений речь идет о двухмерном стрейне. Преимущества метода ДОП: не зависит от угла сканирования, не требует высокой частоты кадров, не зависит от эффекта подтягивания, обладает большей вос-

производимостью данных, позволяет анализировать продольный, радиальный, циркулярный стрейн и показатели вращения ЛЖ. Нормальные значения продольного стрейна варьируют от 16 до 19%. Глобальный продольный максимальный систолический стрейн составляет  $-18,6 \pm 0,1\%$ , максимальная систолическая скорость стрейна  $-1,10 \pm 0,01 \text{ с}^{-1}$ . Значения продольного стрейна базальных сегментов меньше по сравнению со средними и верхушечными сегментами. В норме показатели систолического и диастолического стрейна и скорости стрейна примерно в двое больше в радиальном направлении по сравнению с продольным. Показатели систолического и диастолического стрейна, скорости стрейна правого желудочка больше по сравнению с левым и характеризуются большей неоднородностью. Систолическое продольное укорочение ЛЖ в основном осуществляется в основном за счет сокращения субэндокардиальных слоев миокарда, которые являются наиболее уязвимыми вследствие наибольшего влияния на них внутрижелудочкового давления и относительно скудного кровообращения этой зоны. Поэтому нарушение продольной функции является наиболее чувствительным в диагностике механической дисфункции ЛЖ. Средние и эпикардиальные участки миокарда могут не затрагиваться патологическим процессом на начальных этапах, поэтому циркулярная функция ЛЖ и его скручивание могут оставаться в норме или даже компенсаторно увеличиваться с целью поддержания систолической функции ЛЖ. Нарушение ранней диастолической продольной релаксации и замедление раскручивания ЛЖ приводит к увеличению давления наполнения ЛЖ и его диастолической дисфункции, фракция выброса при этом нормальная [19, 20].

Регистрация даже минимального нарушения механической функции ЛЖ может иметь клиническое значение. Для выявления заболевания на ранней стадии достаточно регистрации нарушений продольной деформации миокарда ЛЖ. Радиальная и циркулярная деформация, показатели скручивания позволяют оценить и выявить механизм дисфункции ЛЖ.

## Тканевой след *Tissue Tracking*

*Tissue Tracking* Тканевой след отражает интеграл скорости движения конкретного участка ткани (миокарда) во время систолы. Этот интеграл равен пройденному конкретным участком миокарда расстоянию вдоль оси доплеровского сканирования за время систолы (рис. 10).

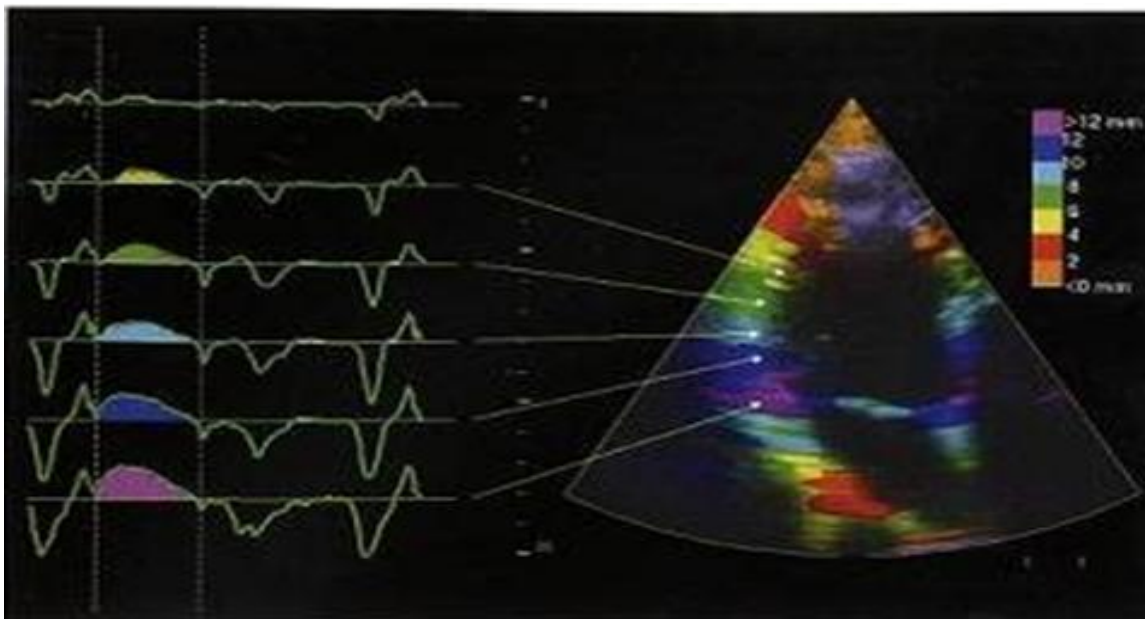


Рис. 10. Схема формирования цветowych полос режима тканевого следа.

Для адекватной работы данного режима обязательным условием является одновременная регистрация отведения ЭКГ на экране монитора ультразвукового сканера. Это необходимо для определения начала и конца систолы желудочков. Тканевой след позволяет быстро оценить амплитуду продольного смещения миокарда желудочков и других сердечных структур по направлению от основания сердца к его верхушке во время систолы желудочков. Оценка проводится из верхушечного доступа шкалой из различных цветов. Каждый цвет кодирует определенную амплитуду продольного смещения в систолу желудочков с последовательным ее увеличением от цвета к цвету. Пределы амплитуды смещения, кодируемой цветами, могут быть произвольно изменены пользователем. Такая возможность позволяет адаптировать шкалу амплитуды

смещения к различным гемодинамическим ситуациям. Обычно шкалу амплитуды смещения выбирают таким образом, чтобы она прокрашивала максимальное количество сегментов по направлению от верхушки сердца к его основанию. При регистрации тканевого следа сердца из верхушечного доступа наименьшая амплитуда смещения миокарда наблюдается в зоне верхушки с последовательным увеличением амплитуды смещения по направлению к основанию сердца. Максимальная амплитуда смещения обычно приходится на фиброзное кольцо атриовентрикулярных клапанов и прилежащих к ним отделов миокарда желудочков и предсердий. Эта закономерность объясняется наличием в норме внутрижелудочкового градиента скорости с максимальными значениями скоростей в базальных отделах желудочков. Тканевой след используется в клинической практике для быстрой и наглядной оценки глобальной систолической функции ЛЖ. По кривым tissue tracking можно выявить постсистолическое сокращение сегментов, которое будет проявляться низким смещением сегмента в конце систолы или постсистолическим смещением в период изоволемиического расслабления ЛЖ. Визуальное использование этого метода целесообразно при оценке эффекта лекарственной терапии или реваскуляризации миокарда.

*Режим изображения синхронизации ткани  
(Tissue synchronization imaging).*

Режим изображения синхронизации ткани был разработан для облегчения измерения интервала от начала комплекса QRS до максимальной систолической скорости движения различных тканей сердца. Этот режим позволяет в формате реального времени с помощью определенной цветовой кодировки идентифицировать интервал от начала комплекса QRS до максимального систолического движения тканей сердца и проводить быстрые количественные измерения этого интервала и сегментарных максимальных систолических скоростей движения. Нормальные значения интервала до максимальной скорости движения, соответствующие 20-150 мс, кодируются зеленым цветом. Желтым

цветом кодируется интервал 150-300 мс и красным - 300-500 мс. Получаемые цветовые кодировки в режиме реального времени накладываются на двухмерное изображение (Рис. 11). С помощью режима изображения синхронизации ткани появляется возможность быстрой визуальной оценки различных видов диссинхронии миокарда. Особую актуальность клиническому использованию режима изображения синхронизации ткани придает внедрение ресинхронизационной терапии.

Режим изображения синхронизации ткани может быть реализован на датчиках, используемых для четырехмерной эхокардиографии, совместно с режимами многоплоскостного сканирования (в двух или даже трех плоскостях). Такие многоплоскостные изображения в режиме синхронизации ткани являются основой для виртуального построения трехмерных моделей синхронизации камер сердца, на которых наиболее наглядно могут быть продемонстрированы зоны диссинхронии.

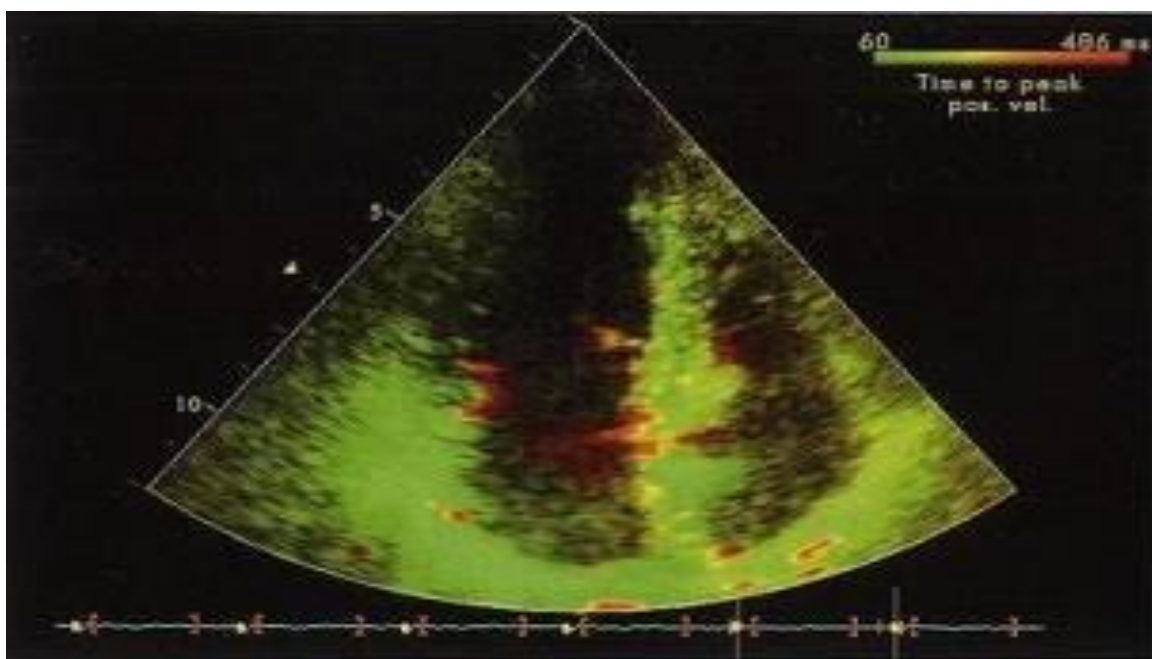


Рис. 11. Апикальная четырехкамерная позиция в режиме изображения синхронизации.

Основные надежды в выявлении жизнеспособности миокарда и в диагностике ишемии миокарда связаны с новыми режимами ТД, позволяющими оценить деформацию миокарда и скорость деформации. Клиническое значение параметров деформации миокарда заключается в основном в диагностике острой ишемии миокарда и различных форм ишемической дисфункции. Strain и Strain/ Rate в наибольшей степени отражают систолическое утолщение и, следовательно, сократимость миокарда. Режим деформации позволяют выявить ишемические изменения еще до уменьшения скоростей движения миокарда и до появления локальной сократимости при визуальной оценке.

Тканевая доплерография (ТД) становится в настоящее время все более доступным методом, но необходимо помнить о следующих ее ограничениях [18-21].

1. ТД позволяет исследовать скорость движения миокарда только в одном выбранном объеме.

2. ТД имеет высокое временное и низкое пространственное разрешение, поэтому невозможно провести раздельное исследование субэндо - и субэпикардальных слоев миокарда.

3. С помощью импульсно-волновой ТД нельзя отличить активное сокращение миокарда от пассивного, так как движение и перемещение всего сердца, а также активное сокращение сегментов миокарда, смежных с анализируемым сегментом, влияют на определяемую скорость в зоне интереса.

4. Скорость движения миокарда стенки в исследуемой зоне, определяемая методом ТД, не отражает сократительную способность анализируемого сегмента, так как полученный результат представляет собой обобщенную скорость всех сегментов, расположенных апикально к анализируемому.

5. Обычно не оценивают верхушечные сегменты, поскольку верхушка практически не совершает продольного движения.

6. Наблюдается снижение скоростей движения сегментов одной и той же стенки по направлению от основания к «неподвижной» верхушке за счет уменьшения подтягивания со стороны нижележащего миокарда.

Преодолеть данные ограничения способна оценка деформации (Strain) и скорости деформации (Strain rate) миокардиальных сегментов. Strain - безразмерная величина, которая представляет собой процент изменения размера миокардиального волокна от состояния в покое до состояния после приложения усилия. По своей сути деформация всегда локальна. Следовательно, ее оценка в пределах стандартных сегментов позволяет судить об их сократимости [21]. Таким образом, оценка деформации миокарда позволяет производить количественную оценку локальной сократимости левого желудочка [22, 23].

Strain и Strain rate миокарда, измеренные методом ТД, хорошо коррелируют с данными, полученными при проведении магнитно-резонансной томографии, как для здорового миокарда, так и для ишемического поражения [24, 25]. До настоящего времени нет общепризнанных, «нормальных» значений показателей деформации и скорости деформации миокарда, продолжается накопление данных. Например, известно исследование М. Kowalsky и соавторов, представивших нормативные показатели количественного анализа ТД, полученные в результате обследования клинически здоровых лиц [24].

В ходе самого большого на сегодняшний день исследования Hunt [25], в котором для изучения показателей деформации у здоровых лиц были отобраны 1266 человек без сердечной патологии, гипертонии и сахарного диабета, были получены нормальные значения деформации и скорости деформации для левого желудочка в соответствии с возрастом и полом.

Показатели деформации у здоровых людей изучались в работе Олейникова В. Э. с соавторами [27]. Оценивались показатели радиальной деформации миокарда в (%) по отношению к его начальной форме и скорости радиальной деформации (s-1) миокарда во всех сегментах ЛЖ. Установлено, что полученные значения радиальной деформации и скорости радиальной деформации у здоровых лиц достоверно уменьшаются от базальных отделов к апикальным. Соответственно, авторы считают, что применение технологии двумерной визуализации позволяет получать количественные показатели радиальной дефор-



мации и скорости радиальной деформации миокарда, что делает оценку сократительной способности миокарда комплексной и более объективной [27, 28].

В исследованиях, изучающих зависимость показателей деформации миокарда от пола и формы ЛЖ, были обнаружены весьма слабые корреляции или получены противоречивые данные [13]. Поэтому в настоящее время показатели стрейна и скорости стрейна не индексируются в зависимости пола и формы ЛЖ [13, 15].

Ведутся работы по изучению диагностических возможностей метода ТД и его отдельных методик при различной патологии сердечно - сосудистой системы, но этому вопросу посвящено сравнительно небольшое количество научных работ.

Снижение максимального систолического продольного стрейна наблюдается не только во время острой ишемии миокарда или при наличии поражения миокарда, но и у больных с трехсосудистым поражением коронарного русла или ствола левой коронарной артерии при отсутствии признаков поражения миокарда или нарушений локальной сократимости [29]. Эти данные свидетельствуют, что показатели деформации миокарда предполагают большую чувствительность в диагностике нарушений локальной сократимости при инфаркте миокарда, при субклинических изменениях сократимости, обусловленных ИБС. Остается не выясненным как меняются значения локального систолического стрейна при однососудистом и многососудистом поражении коронарных артерий при повреждении миокарда и без, влияет ли степень атеросклероза и на сколько коррелирует с данными инвазивных методик.

Активно изучаются вопросы применения показателей стрейна на основе технологии двумерного отслеживания пятен для определения жизнеспособности поврежденного миокарда, который может восстановить свою сократимость. Коллектив авторов под руководством Y.H.Park с соавторами [30] в своей работе показали, что значения продольного стрейна менее -10,2%, после выполнения реперфузионной терапии у больных острым ИМ позволяет предсказать нежизнеспособный миокард с чувствительностью 90,9% и специфичностью 85, 7%. В

тоже время Becker M., с соавторами [21] выявили, что значение максимального радиального стрейна более 17,2% позволяет прогнозировать восстановление функции миокарда после реваскуляризации. По этим данным предполагается использование показателей деформации с прогностическими целями.

В других исследованиях показана возможность выявлять пораженные сегменты и дифференцировать трансмуральное поражение от нетрансмурального при инфаркте миокарда (ИМ) с помощью определенных значений деформации. O. Gjesdal с соавторами [31] сообщили о возможности выявлять пораженные ИМ сегменты с чувствительностью 76% и специфичностью 95% при использовании значения продольного стрейна менее 15%. В тоже время, до настоящего времени не разработаны критерии единого подхода в оценке количественных значений деформации при различном поражении.

По мнению S. D. Roes с соавторами [32] можно дифференцировать трансмуральный ИМ от нетрансмурального, используя значение продольного систолического стрейна – 4,5 %, с чувствительностью 81,2% и специфичностью 81,6%. В тоже время другие авторы предлагают дифференцировать трансмуральное поражение от нетрансмурального при значении 16,5% сегментарного радиального стрейна и для значения -1,1 % циркулярного стрейна [33].

Обобщенные данные по применению методик деформации миокарда отражены в согласованном отчете экспертов ведущих эхокардиографических организаций Америки, Европы, Японии, посвященном количественной оценке сердечной механики новыми методами эхокардиографической диагностики [41].

Недавние научные исследования, основанные на сопоставлении данных ТМДЭхоКГ с гистологическими исследованиями миокарда, свидетельствуют, что миокардиальные скорости отражают структурные изменения в миокарде (выраженность фиброза, плотность бета-адренорецепторов) [25].

Результаты клинических исследований показали, что тканевая доплерография позволяет выявлять зоны нарушенной локальной сократимости у больных острым инфарктом миокарда (ИМ) [35] и постинфарктным кардиоск-

лерозом [36]. Имеются данные об успешном применении тканевой доплерографии при стресс-ЭхоКГ с добутамином [36, 37].

В исследовании, проводимом кафедрой клинической и функциональной диагностики РПДО Москва, Россия проводилась оценка локальной сократимости миокарда левого желудочка методом тканевой доплерографии с определением скорости движения миокарда у больных с различными формами ИБС [38]. На основании полученных результатов были предложены критерии ишемии. Специфичным признаком ишемии авторы предлагают считать прирост пиковой систолической скорости  $S_m$  менее 50% в сочетании с отрицательным приростом систолического смещения INT на пике стресс-ЭхоКГ. Согласно этому критерию, в 31% сегментов левого желудочка в группе больных со стабильной стенокардией были обнаружены признаки сократительной дисфункции на пике стресс-ЭхоКГ. Высокоспецифичным признаком ишемии является также сниженная скорость  $S_m$  (менее 8 см/с) на пике стресс-ЭхоКГ в точке митрального кольца у основания исследуемой стенки левого желудочка. Этот признак имелся в 33% стенок левого желудочка у больных со стенокардией и только в 12% стенок в контрольной группе.

Эхокардиография широко используется для выявления нарушения диастолической функции у больных с сахарным диабетом 2 типа [39, 40]. Большинство исследований при диабете основано на исследовании трансмитрального доплеровского потока для выявления нарушений диастолической функции миокарда [9, 40]. Однако исследование трансмитрального доплеровского потока зависит от преднагрузки и, следовательно, менее информативно [39, 41]. В тоже время для оценки диастолической функции у пациентов с диабетом применяется ЭХоКГ с использованием ТМД путем измерения скорости движения миокарда, а не скорости потока, не зависит от условий преднагрузки, поэтому в состоянии обнаружить нарушение диастолической функции даже при наличии нормального E / A соотношения трансмитрального кровотока [39, 41].

Предпринимаются попытки использования показателей деформации и скручивания миокарда ЛЖ для диагностики доклинического поражения сердца

при СД. По данным Nakai H. с соавторов [42] продольный систолический стрейн снижен у пациентов с СД 2 типа с сохраненной систолической функцией ЛЖ, не имеющих каких-либо клинических симптомов заболевания. В данном исследовании было установлено, что сниженная продольная деформация коррелирует с длительностью диабета, и предложен метод 2D Strain для выявления субклинического поражения сердца у пациентов с диабетом [39]. Однако не выяснено варьируют ли показатели радиального и циркулярного стрейна в зависимости от степени поражения миокарда.

В другом исследовании по изучению деформации и скорости деформации у пациентов с диабетом авторы обнаружили признаки субклинического нарушения систолической и диастолической функции миокарда ЛЖ, снижение продольного стрейна и скорости стрейна, при нормальной структуре ЛЖ и систолической функции [53]. Авторы пришли к выводу, что диабет был независимым предиктором субклинической дисфункции ЛЖ [40]. Необходимы дальнейшие исследования чтобы выяснить, точность и клиническую роль параметров деформации при диабете.

По мнению Fang Z. Y. с соавторами [37] субклиническая дисфункция ЛЖ может быть диагностирована снижением продольной сократимости миокарда у больных с сахарным диабетом без гипертрофии левого желудочка с нормальной ФВ без признаков ишемии миокарда. Как полагают авторы, изменения радиальной функции можно рассматривать как компенсаторную реакцию на снижение продольной функции ЛЖ при отсутствии ишемии и гипертрофии миокарда у больных с сахарным диабетом.

Недавние исследования показали, что у больных СД 1-го типа наблюдается увеличение скручивания миокарда, вероятно, отражающее субклиническое микрососудистое поражение [45].

В Научном Центре сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева РАМН ведется активное изучение возможностей ТМДЭхоКГ в диагностике ишемической дисфункции миокарда. В диссертационных работах М. А. Арипова [35], Гунджуа Ц. А. [46], а также Жожадзе Ш. Ш.[47] показана возможность

применения в оценке локальной диастолической функции, продольной функции миокарда левого и правого желудочка у пациентов с ИБС. В диссертационной работе М. А. Арипова показана возможность применения ТМДЭхоКГ в оценке локальной диастолической функции миокарда. Данный метод позволяет более точно оценивать степень диастолических нарушений у больных ИБС, чем исследование трансмитрального кровотока. Больные ИБС с нормальной общей диастолической функцией левого желудочка могут иметь участки миокарда с нарушением расслабления, которые выявляются ТМДЭхоКГ. Это позволяет оценивать нарушение расслабления раньше, чем традиционно используемые параметры трансмитрального кровотока.

В диссертационной работе Гунджуа Ц. А. [48] изучались возможности ТМДЭхоКГ в оценке продольной систолической функции левого желудочка, которая анализировалась у здоровых лиц и у больных ИБС с различной тяжестью коронарного атеросклероза. Показано изменение доплеровских параметров продольной систолической функции ЛЖ при нагрузочных стресс-тестах у здоровых лиц и у больных ИБС.

Диссертационная работа Жожадзе Ш. Ш. [49] показала возможности ТМДЭхоКГ в оценке сегментарной систолической и диастолической функции правого желудочка (ПЖ). Описаны нормальные значения миокардиальных систолических и диастолических скоростей и скорости деформации ПЖ по данным ТМДЭхоКГ, показаны изменения параметров ТМДЭхоКГ ПЖ у больных ИБС с гемодинамически значимым поражением правой коронарной артерии. Первый накопленный опыт показал высокую информативность метода в оценке функции сердца у данной категории пациентов

Отмечается высокая информативность стресс-эхокардиографии, дополненной оценкой скорости движения, деформации и скорости деформации миокарда. Изменение показателей деформации, во время проведения стресс-теста с добутамином, помогает дифференцировать оглушенный миокард от ишемии миокарда. В оглушенном миокарде снижены показатели деформации в покое, в ответ на введение низких доз добутамина наблюдается нормализация показате-

лей систолической деформации и скорости деформации с сопутствующим уменьшением постсистолической деформации. При ишемии миокарда не происходит нормализации показателей, либо они изменяются незначительно [50]. Повышение показателей деформации и скорости деформации при введении добутамина указывает на степень жизнеспособности миокарда, при этом скорость деформации является более чувствительным показателем, чем скорость движения ткани миокарда при низких дозах добутамина, для выявления жизнеспособного миокарда [51].

Е. Н. Павлюкова, В. Ю. Егорова сотрудники ГУ НИИ кардиологии Томского научного центра СО РАМН проанализировали показатели деформации миокарда в режиме Strain и Strain rate при стресс-эхокардиографии с добутамином и их зависимость от степени стеноза коронарных артерий [52]. В данном исследовании подтверждено влияние коронарного кровотока на показатели сегментарной сократимости левого желудочка. Показана зависимость значений Strain от степени стенозирования КА. Была проанализирована чувствительность, специфичность и прогностическая ценность Strain в топической диагностике стенозирующего атеросклероза коронарных артерий. Критерий Strain менее 20,0% при достижении субмаксимальной ЧСС является высокоспецифичным в диагностике стенозирующего поражения всех трех коронарных сосудов. Наибольшая чувствительность этого показателя отмечена для ПНА, наименьшая - для огибающей артерии [53, 54, 55].

Таким образом, использование ТМД при эхокардиографическом исследовании позволяет достаточно полно оценить региональную и глобальную функции миокарда. Показатели деформации миокарда могут быть полезны для ранней диагностики поражений миокарда различной этиологии, в том числе, при сахарном диабете. Выявление ранних субклинических маркеров нарушения функции миокарда особенно актуально у пациентов ИБС и СД, учитывая мало-выраженную клиническую симптоматику. Наряду с этим метод требует дальнейшего изучения у данной категории пациентов.

## Заключение

1. Эхокардиография с применением тканевой миокардиальной доплерографии перспективный и полезный метод неинвазивной диагностики нарушений функции миокарда.

2. Использование данного метода позволяет выявлять структурно-функциональные нарушения миокарда на субклиническом уровне ишемической болезни сердца и ее в сочетании с сахарным диабетом.

3. Выявление ранних субклинических маркеров нарушения сократимости миокарда исследуемой области по данным ТД позволяет оценить локализацию и тяжесть коронарного атеросклероза, что улучшает качество диагностики и предоставляет дополнительную информацию при постановке диагноза и принятии клинических решений.

## Литература:

1. Сердечно - сосудистые заболевания в Республике Беларусь: анализ ситуации и стратегии контроля / А. Г. Мрочек [и др.]. - Минск: Беларуская навука, 2011. – 342 с.
2. Алехин, М.Н. Тканевой доплер в клинической эхокардиографии. / М.Н. Алехин // Москва: Инсвязьиздат, – 2006. – 104 с.
3. Ткаченко, С. Б. Тканевое доплеровское исследование миокарда / С. Б. Ткаченко, Н. Ф. Берестень. – М.: Реал Тайм, 2006. – 176 с
4. Tissue tracking allows rapid and accurate visual evaluation of left ventricular function / C. Pan [et al.] // Eur. J. Echocardiography. – 2001. – Vol. 2. – P. 197–202.
5. Brodin, L. A. Echocardiographic functional images based on tissue velocity information / L.-A. Brodin, J. van der Linden, B. Olstad // Herz. – 1998. – № 23. – P. 491–498.
6. Myocardial velocity gradients detected by Doppler imaging / A. D. Fleming [et al.] // Br. J. Radiol. – 1994. – Vol. 67. – P. 679–688.
7. Hatle, L. Regional myocardial function-a new approach / L. Hatle, G. R. Sutherland // Eur. Heart. J. – 2000. – Vol. 21. – P. 1337–1357.
8. Hecht, E. Mechanical properties of solids. The encyclopedia of physics / E. Hecht; ed. R. M. Besancon. – N. Y., 1985. – P. 727–735.
9. Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound / A. Heimdal [et al.] // J. Am. Soc. Echocardiogr. – 1998. – № 11. – P. 1013–1019.
10. Real-time strain velocity imaging (SVI) / A. Heimdal [et al.] // IEEE Proc. Ultrasonic Symposium. – 1997. – № 2. – P. 1423–1426.
11. Воспроизводимость измерений скоростей движения миокарда левого желудочка в режиме тканевого доплера / М. Н. Алехин [и др.] // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2004. – № 2. – С. 92-99.
12. Беленков, Ю.Н. Диастолическая функция сердца у больных с хронической сердечной недостаточностью и методы диагностики ее нарушений с по-



мощью тканевой миокардиальной доплерэхокардиографии / Ю.Н. Беленков, Э. Т. Агманова // Кардиология. – 2003. – № 11. – С. 58-65.

13. Алехин, М.Н. Возможности клинического использования тканевого доплера. Тканевой доплер и стресс-эхокардиография / М.Н. Алехин // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2003. – №3. – С. 123-132.

14. Сегментарная систолическая и диастолическая функции левого желудочка у практически здоровых лиц (по результатам импульсно-волнового тканевого доплеровского исследования). / Е.Н. Павлюкова [и др.] // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2008. – №3. – С.71-76.

15. Алехин, М.Н. Возможности практического использования тканевого доплера. Лекция 2. Тканевой доплер фиброзных колец атриовентрикулярных клапанов. / М.Н. Алехин // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2002 – № 4. – С. 112-118.

16. EAE/ASE Recommendations for the Evaluation of Left Ventricular Diastolic Function by Echocardiography / S.F. Nagueh // European Journal of Echocardiography. – 2009. – Vol. 10. – P.165-193.

17. Тканевой доплер. / Рыбакова М.К. [и др.] // Практическое руководство по ультразвуковой диагностике. – ВИДАР, – 2008 – 544 с

18. Алехин, М.Н. Ультразвуковые методики оценки деформации миокарда и их клиническое значение. Доплеровская визуализация тканей в оценке деформации миокарда (лекция 1) / М.Н. Алехин // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2011. – № 1. – С. 105–117.

19. Non- Doppler two-dimensional strain imaging by echocardiography – from technical considerations to clinical applications / G. Perk [et al.] // J. Am. Soc. Echocardiogr. – 2007. – Vol. 20, № 3. – P. 234–243.

20. Алехин, М. Н. Ультразвуковые методики оценки деформации миокарда и их клиническое значение. Двухмерное отслеживание пятен серой шкалы ультразвукового изображения миокарда в оценке его деформации и скручивания (лекция 2) / М. Н. Алехин // Ультразвуковая и функциональная диагностика. – 2011. – № 3. – С.107–120.

21. Voigt, J. U. Strain and strain rate. New and clinically relevant echo parameters of regional myocardial function / J. U. Voigt, F. A. Flachskampf // *Z. Kardiol.* – 2004. – Vol. 93. – P. 249–258.

22. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart: a statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association / M. D. Cerqueira [et al.] // *Circulation.* – 2002. – Vol. 105. – P. 539-542.

23. Stoylen, A. Systolic long axis function of left ventricle. Global and regional information / A. Stoylen, T. Skjaerpe // *Scand. Cardiovasc. J.* – 2003. – Vol. 37, № 5. – P. 253–258.

24. Can natural strain and strain rate quantify regional myocardial deformation? A study in healthy subjects / M. Kowalski [et al.] // *Ultrasound Med. biol.* – 2001. – Vol. 27. – P. 1087–1097.

25. Segmental and global longitudinal strain and strain rate based on echocardiography of 1266 healthy individuals: the Hunt study in Norway / H. Dalen [et al.] // *Eur. J. Echocardiogr.* – 2010. – Vol. 11, № 2. – P. 176–183.

26. Marwick, T. H. Measurement of strain and strain rate by echocardiography: ready for prime time? / T. H. Marwick // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2006. – Vol. 47, № 7. – P. 1313–1327.

27. Олейников, В. Э. Оценка деформационных характеристик миокарда у здоровых лиц различных возрастных групп эхокардиографическим методом х-Strain / В. Э. Олейников, В. А. Галимская, И. А. Донченко // *Кардиология.* – 2012. – № 2. – С. 65–69.

28. Арипов, М.А. Сегментарная диастолическая функция левого желудочка у больных ИБС по данным тканевой доплерэхокардиографии: дис. канд. мед. наук: 14.00.06. – М., 2001. – 120 с.

29. Longitudinal 2D strain at rest predicts the presence of left main and three vessel coronary artery disease in patients without regional wall motion abnormality / J. O. Choi [et al.] // *Eur. J. Echocardiogr.* – 2009. – Vol. 10, № 5. – P. 695–701.

30. Prognostic value of longitudinal strain after primary reperfusion therapy in patients with anterior –wall acute myocardial infarction / Y. H. Park [et al.] // J. Am. Soc. Echocardiogr. – 2008. – Vol. 21, № 3. – P. 262–267.

31. Global longitudinal strain measured by two-dimensional speckle tracking echocardiography is closely related to myocardial infarct myocardial size in chronic ischemic heart disease / O. Gjesdal [et al.] // Clin. Sci. (London.). –2007. – Vol. 113, №. 6. – P.287–296.

32. Validation of echocardiographic two-dimensional speckle tracking longitudinal strain imaging for viability Assessment in patients with chronic ischemic left ventricular dysfunction and comparison with contrast-enhanced magnetic resonance imaging / S. D. Roes [et al.] // Am. J. Cardiol. – Vol. 104, № 3. – P. 312–317.

33. Analysis of myocardial deformation based on ultrasonic pixel tracking to determine transmuralty in chronic myocardial infarction / M. Becker [et al.] // Eur. Heart J. – 2006. – Vol. 27, № 21. – P. 2560–2566.

34. Current and evolving echocardiographic techniques for the quantitative evaluation of cardiac mechanics: ASE/EAE consensus statement on methodology and indications endorsed by the Japanese Society of Echocardiography / V. Mor-Avi [et al.] // Eur. J. Echocardiogr. – 2011. – Vol. 12, № 3. – P. 167–205.

35. Analysis of institutional observer agreement in interpretation of dobutamine stress echocardiograms / R. Hoffmann [et al.] // J. Am. Coll. Cardiol. – 1996. – Vol. 27. – P. 330–336.

36. Strain-Rate Imaging During Dobutamine Stress Echocardiography Provides Objective Evidence of Inducible Ischemia / J. U. Voigt [et al.] // Circulation. – 2003. – Vol. 107, № 16. – P. 2120–2126.

37. Fraser, A. G. Feasibility and reproducibility of off-line tissue Doppler measurement of regional myocardial function during dobutamine stress echocardiography / A. G. Fraser, N. Payne, C. F. Madler // Eur. J. Echocardiogr. – 2003. – № 4. – P. 43–53. 45. Doppler tissue imaging quantitates regional wall motion during myocardial ischemia and reperfusion / G. Derumeaux [et al.] // Circulation. – 2000. – Vol. 101. – P. 1390–1397.

38 Early detection of diabetic cardiomyopathy: usefulness of tissue Doppler imaging / P. Di Bonito [et al.] // *Diabet Med.* – 2005– Vol. 22 – P 1720-1725.

39. Diastolic dysfunction in normotensive men with well-controlled type 2 diabetes: importance of maneuvers in echocardiographic screening for preclinical diabetic cardiomyopathy / P. Poirier [et al.] // *Diabetes Care.* – 2001 – Vol. 24. – P 5-10.

40. Diastolic dysfunction: improved understanding using emerging imaging techniques / D. Daneshvar [et al.] // *Am Heart J.* – 2010. – Vol. 160. – P. 394-404.

41. Subclinical left ventricular dysfunction in asymptomatic diabetic patients assessed by two - dimensional speckle tracking echocardiography: correlation with diabetic duration / H. Nakai [et al.] // *Eur. J. Echocardiogr.* – 2009. – Vol. 10, № 8. – P. 926–932.

42. Findings from left ventricular strain and strain rate imaging in asymptomatic patients with type 2 diabetes Mellitus / Ng AC, Delgado V, Bertini M // *Am J Cardiol.* – 2009. – Vol. 104. – P 1398-1401.

43. Relationship between longitudinal and radial contractility in subclinical diabetic heart disease / Z. Y. Fang, R. Leano, T. H. Marwick // *Clin. Sci. (London).* – 2004. – Vol. 106, № 1. – P. 53–60.

44. Increased left ventricular torsion in uncomplicated type 1 diabetic patients the role of coronary microvascular function / G. N. Shivu [et al.] // *Diabetes Care.* – 2009. – Vol. 32, № 9. – P. 1710–1712.

45. Арипов М.А. Сегментарная диастолическая функция левого желудочка у больных ИБС по данным тканевой доплерэхокардиографии. дисс. канд. мед. наук.- Москва, 2001.

46. Гунджуа, Ц. А. Диагностические возможности тканевой стресс-эхокардиографии при изучении состояния систолической функции миокарда у больных ИБС: дис. канд. мед. наук: 14.00.06 / Ц. А. Гунджуа – М., 2007. – 149 с.

47. Жожадзе, Ш. Ш. Возможности контрастной эхокардиографии

тканевой доплерографии в оценке функционального состояния правого желудочка у больных ИБС: дис. канд. мед. наук: 14.00.06: 14.00.19 / Ш. Ш. Жожадзе. – М., 2008. – 139 с.

48. Assessment of nonuniformity of transmural myocardial velocities by color-coded tissue Doppler imaging: characterization of normal, ischemic, and stunned myocardium / G. Derumeaux [et al.] // *Circulation*. – 2000. – Vol. 101. – P. 1390–1395.

49. Strain rate measurement by Doppler echocardiography allows improved assessment of myocardial viability in patients with depressed left ventricular function / R. Hoffmann [et al.] // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2002. – Vol. 39. – P. 443–449.

50. Павлюкова, Е. Н. Анализ деформации миокарда в режиме strain и strain rate при стресс-эхокардиографии с добутамином в зависимости от степени стеноза коронарных артерий / Е. Н. Павлюкова, В. Ю. Егорова. // *Сибирский медицинский журнал*. – 2008. – № 2 – 4 том 23.

51. Application of tissue Doppler interpretation of Dobutamine echocardiography and comparison with quantitative coronary angiography / P. Cain // *Am. J. Card.* – 1987. – № 5. – P. 525–531.

52. Assessment of regional longitudinal myocardial strain rate derived from Doppler myocardial imaging indexes in normal and infarcted myocardium. Journal 1 / J. U. Voigt [et al.] // *Am. Soc. Echocardiogr.* – 2000. – Vol. 13. – P. 588–598.

53. Analysis of heart motion with ultrasonic Doppler method and its clinical application / T. Yoshida [et al.] // *Am. Heart J.* – 1961. – Vol. 61. – P. 61–75.

54. Doppler echocardiographic measurement of low velocity motion of the left ventricular posterior wall / K. Isaaz [et al.] // *Am. J. Cardiol.* – 1989. – Vol. 64. – P. 66–75.

55. Myocardial deformation imaging based on ultrasonic pixel tracking to identify reversible myocardial dysfunction / M. Becker [et al.] // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2008. – Vol. 51, № 15. – P. 1473–1481.

Фото на обложке: [http://www.medweb.ru/upload/news/\\_shutterstock\\_93480745.jpg](http://www.medweb.ru/upload/news/_shutterstock_93480745.jpg)