

Современная ультразвуковая оценка упруго-эластических свойств грудной аорты при коронарном атеросклерозе

И. Н. Мушкambarов, соискатель кафедры
Н. Ф. Берестень, д.м.н. проф. кафедры
С. Б. Ткаченко, д.м.н., проф., зав. кафедрой, член-корр. РАН
С. Н. Романов, к.м.н., доцент кафедры
В. Н. Колесников, к.м.н., доцент кафедры

Кафедра клинической физиологии и функциональной диагностики ФГБОУ ДПО «Российская медицинская академия непрерывного профессионального образования», г. Москва

Modern ultrasound assessment of elastic properties of the thoracic aorta in patients with coronary atherosclerosis

I. N. Mushkambarov, N. F. Beresten, S. B. Tkachenko, S. N. Romanov, V. N. Kolesnikov
 Russian Medical Academy of Continuing Professional Education, Moscow, Russia

Резюме

В настоящее время основная задача эхокардиографии (ЭхоКГ) при обследовании пациента с ишемической болезнью сердца (ИБС) — исключить некоронарогенные заболевания. Стандартная ЭхоКГ может быть дополнена результатами оценки упруго-эластических свойств грудной аорты. Это подтверждено многочисленными исследованиями, выявляющими достоверную корреляцию между наличием и выраженностью коронарного атеросклероза и изменениями упруго-эластических свойств грудной аорты и повышает информативность методики при обследовании пациентов с ИБС. Наиболее перспективным способом оценки упруго-эластических свойств грудной аорты в скрининговых исследованиях может стать подключение к традиционной трансторакальной ЭхоКГ тканевого доплеровского исследования (ТДИ) и комбинации М-режима с цветовым доплеровским картированием (М-ЦДК). ТДИ также является ультразвуковой технологией и изначально использовалось в эхокардиографии для оценки скоростных характеристик движения фиброзных колец и миокарда. Технология имеет те же базовые принципы, которые используются в обычном доплеровском формировании изображения кровотока. Однако она оптимизирована для оценки движения тканей, чья скорость значительно ниже движения потока крови в сердце и сосудах. При ультразвуковом исследовании грудной аорты ТДИ предоставляет возможность оценки скоростей её движения в различные фазы сердечного цикла, отражая упруго-эластические свойства. Наиболее удобной областью для подобной оценки является ближняя стенка восходящего отдела грудной аорты. Комбинация М-режима и ЦДК представляет собой методику, которая используется для оценки «податливости» миокарда левого желудочка. При этом исследуются скорости распространения трансмитрального потока, которые характеризуют диастолическую функцию миокарда. Данную методику возможно использовать и в нисходящем отделе грудной аорты для оценки скорости распространения потока (СРП). В этом случае методика будет отражать упруго-эластические свойства стенок грудной аорты.

Ключевые слова: эхокардиография, ишемическая болезнь сердца, грудная аорта, упруго-эластические свойства, тканевое доплеровское исследование, импульсно-волновая тканевая доплерография, скорость распространения потока в цветовом М-режиме.

Summary

The main goal of echocardiography is not to diagnose CAD or changes associated with CAD, but to reveal non-coronary heart disease. Currently, the development of ultrasound technologies makes it possible to expand the standard echocardiography by evaluating the elastic properties of the thoracic aorta. Due to the fact that studies show correlation between the presence and severity of coronary atherosclerosis with changes in the elastic properties of the thoracic aorta, this solution improves the usefulness of echocardiography in patients with CAD. The most promising in assessing the elastic properties of the thoracic aorta during the traditional transthoracic echocardiography are tissue doppler imaging (TDI) and color M-mode. Color M-mode is a technology that is mainly used in echocardiography to assess the compliance of the left ventricle by examining the mitral inflow propagation velocity. This technology may be used in the descending part of the thoracic aorta, where it will similarly display the elastic properties.

Key words: echocardiography, ischemic heart disease, thoracic aorta, elastic properties, stiffness, tissue doppler, pulse-wave tissue doppler, color M-mode, propagation velocity.

Особенности ультразвуковой визуализации грудного отдела аорты

Отдел аорты в грудной клетке, расположенный от сино-тубулярного соединения до уровня входа в диафрагму, называется грудной аортой. Аорта берет начало в левом желудочке сердца. Далее она направляется вверх позади левой половины грудины и достигает высоты хряща II ребра справа (корень аорты и восходящий отдел грудной аорты). Затем она отклоняется кзади и направляется к левой поверхности тел III–IV грудных позвонков (дуга аорты). Далее она опускается в заднее средостение рядом с позвоночником (нисходящий отдел грудной аорты) (рис. 1) [6, 11].

Термин «корень аорты» относится к аортальному клапану от его расположения на выходе из левого желудочка до сино-тубулярного соединения. Уровень аортального клапана — более сложная структура, чем просто три полулунных створки. Согласно Walmsley T. Et al. Генле был первым, кто предложил термин «корень аорты» взамен термина «артериальное кольцо». Он мотивировал это тем, что присущая аортальным клапанам полулунная область крепления к желудочку является морфологической границей клапана. И она не соответствует функциональной границе.

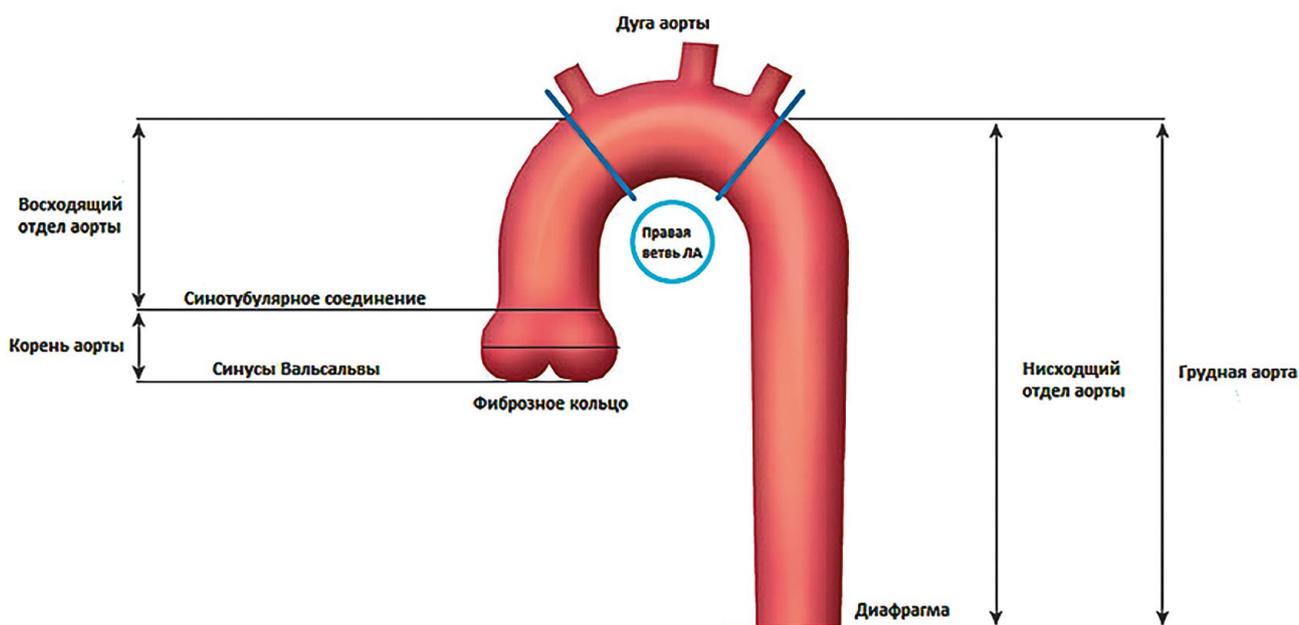


Рисунок 1. Строение грудного отдела аорты. Адаптировано из Authors/Task Force members et al. 2014 ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases: Document covering acute and chronic aortic diseases of the thoracic and abdominal aorta of the adult The Task Force for the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases of the European Society of Cardiology (ESC) // European heart journal.— 2014.— Т. 35.— № . 41.— С. 2873–2926

Таким образом, анатомически клапан включает в себя: 1 — полулунные створки с областью крепления к желудочку, стенкам аорты и структурам передней створки митрального клапана, 2 — межстворчатые треугольники, 3 — аортальные синусы (синусы Вальсальвы) и 4 — сино-тубулярное соединение. Межстворчатые треугольники представляют собой область между полулунными креплениями двух рядом лежащих створок, которая ограничена снизу «виртуальным» кольцом. Стенка в области треугольников тоньше и содержит меньше коллагеновых волокон, чем область крепления полулунных клапанов и стенка в области синусов Вальсальвы. Это делает ее потенциально опасной для формирования аневризм. Треугольник между левым и правым синусом Вальсальвы расположен непосредственно за выносящим трактом правого желудочка. Треугольник между левым и некоронарным синусом Вальсальвы расположен вдоль области митрально-аортального контакта. Однако его верхняя часть упирается в поперечный перикардиальный синус. Треугольник между правым и некоронарным синусом Вальсальвы примыкает к мембранозной части межжелудочковой перегородки.

Корень аорты образует три синуса. Два синуса аорты дают начало коронарным артериям и называются правыми и левыми коронарными синусами, соответственно. Третий называется некоронарным (или задним) синусом. Однако в анатомических описаниях предложены следующие названия: передний (для правого коронарного), левый заднебоковой (для левого коронарного) и правый заднебоковой (для некоронарного), в соответствии с их положением [25]. В клинической практике обычно используются термины правый и левый коронарные и некоронарный синус. Стоит отметить, что термин «задний» приемлем при нормально сформированном сердце. Однако он неприемлем при патологических изменениях структу-

ры и положения аорты. В качестве примера можно указать на полную транспозицию магистральных сосудов сердца [25]. Учитывая особенности ультразвуковой анатомии независимо от местоположения аортального клапана относительно клапана легочной артерии, синус, прилегающий к клапану легочной артерии — левый, а синус, прилегающий к правым отделам сердца по короткой оси, является правым. Они описываются как «направленные» синусы аорты. Чрезвычайно редко встречается вариант, при котором одна из коронарных артерий берет начало от «ненаправленного» синуса аорты. Встречаются так же варианты, когда обе коронарные артерии берут начало от одного синуса, или когда от синусов берет начало только одна коронарная артерия [25, 31, 43].

При «нормальном» строении дуга аорты имеет три ветви: 1 — брахиоцефальный ствол (он делится на правую подключичную артерию и правую общую сонную артерию), 2 — левая общая сонная артерия и 3 — левая подключичная артерия. По данным разных исследований различные варианты строения дуги аорты встречаются с частотой от 6 до 49%.

Так, Liechty et al. [27] на основании 1000 патологоанатомических вскрытий выделили 15 типов вариантов строения дуги аорты (рис. 2) [28].

Большинство вариантов строения дуги аорты описывают как бессимптомные. Хотя некоторые проявляются симптоматикой, связанной с компрессией или давлением на трахею или пищевод. Так же описывают возможные трудности при хирургическом лечении пациентов, имеющих некоторые из вариантов строения [26].

Трансторакальная эхокардиография в клинической практике наиболее часто используется для оценки проксимальных сегментов аорты. Корень аорты визуализируется в парастернальной позиции по длинной оси и модифицированной

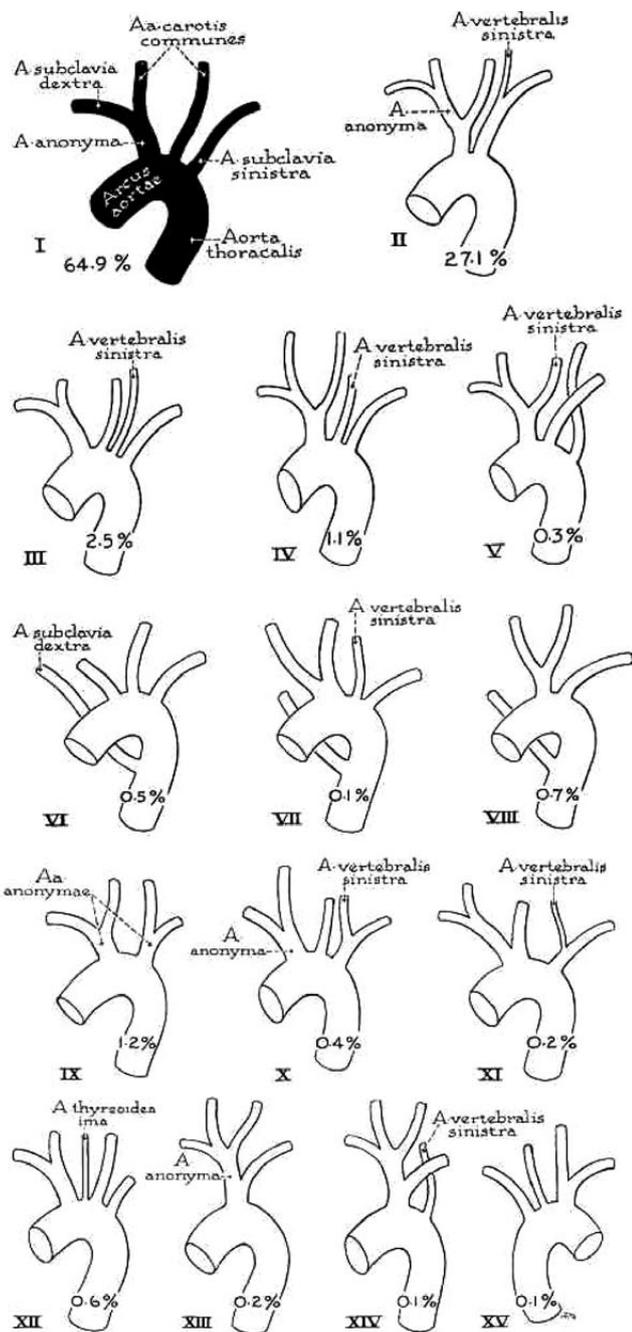


Рисунок 2. Частота (%) и варианты строения (I–VIII) дуги аорты по данным Liechty et al.

апикальной пятикамерной позиции (рис. 3а, б). Следует отметить, что оценка самой стенки часто затруднена из-за ограниченной разрешающей способности. Для визуализации стенок корня аорты может быть полезна модифицированная субкостальная позиция (рис. 3г). Для оценки дуги и нисходящего отдела используется супрастерральная позиция (рис. 3в). Из супрастеральной позиции в первую очередь можно визуализировать дугу аорты и её ветви. Визуализация её восходящего и нисходящего отделов ограничена. Степень ограничения индивидуальна. В ряде случаев нисходящий отдел так же может быть визуализирован по короткой и длинной оси в парастеральной позиции датчика.

В стандартном ЭхоКГ исследовании аорты используются измерения максимального диаметра корня и восходящего отдела аорты. Поскольку преобладающая зона дилатации обычно находится в проксимальной части аорты, то трансторакального исследования часто бывает достаточно для скрининга.

Согласно действующим на настоящий момент рекомендациям, измерение диаметра корня и восходящего отдела аорты проводят из парастеральной позиции по длинной оси с акцентом на проксимальную аорту. Эта позиция несколько отличается от парастеральной позиции по длинной оси левого желудочка. Она требует поиска в соседних межреберьях с изменением расстояния от грудины. В ряде случаев хороший акустический доступ может быть в правосторонней парастеральной позиции. “Виртуальное” кольцо аорты измеряют в середине систолы от внутреннего края до внутреннего края. Все другие измерения проксимальной аорты (то есть, максимальный диаметр синусов Вальсальвы, синотубулярное соединение и проксимальная часть восходящей аорты) должны быть выполнены в конце диастолы, в строго перпендикулярной плоскости к плоскости длинной оси аорты с использованием конвенции лидирующего края [11].

Функциональные особенности стенки грудной аорты

Аорта, являясь самой крупной артерией в организме человека. Она относится к артериям эластического типа. Как и другие крупные артерии, она обладает двумя важными взаимосвязанными функциями: первая — доставка крови к тканям (проводящая функция); вторая — демпфирование колебаний артериального давления, обусловленная интермиттирующим желудочковым выбросом [7].

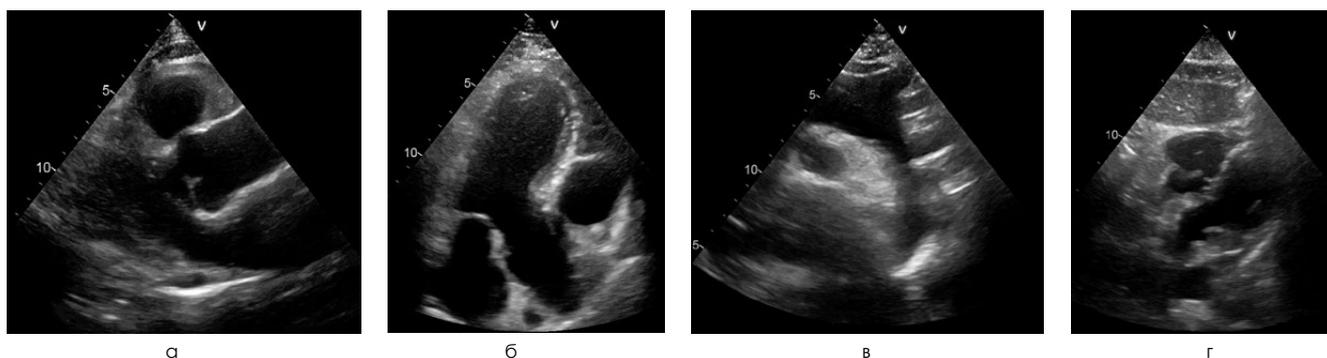


Рисунок 3. Доступы для визуализации грудной аорты. а — парастеральная позиция по длинной оси. б — модифицированная апикальная позиция. в-супрастерральная позиция. г — модифицированная субкостальная позиция

Нарушение проводящей функции наиболее часто возникает вследствие атеросклеротического стеноза или окклюзии [4]. Нарушение демпфирующей функции возникает ввиду изменения упруго-эластических свойств стенки аорты. К последнему приводят возрастные изменения или различные заболевания (атеросклероз, артериальная гипертензия, сахарный диабет, дислипидемия, дисплазии соединительной ткани, дефицит гормона роста, почечная недостаточность) [14, 30, 45].

Гистологически стенка аорты во всех отделах состоит из трех слоев: интимы, меди и адвентиции [8]. Упруго-эластические свойства стенки аорты зависят от относительного вклада двух белков — коллагена и эластина. Возрастные изменения аорты связаны с изнашиванием, истончением и разрушением инертных эластиновых волокон вместе с ремоделированием коллагеновых волокон и прогрессивной дезорганизацией меди. Это объясняет дилатацию и повышение жесткости аорты с возрастом. Патологоанатомические исследования показывают, что толщина меди остается относительно постоянной в течение жизни. В то же время толщина стенки увеличивается, в основном, за счет интимы. [37, 42].

Аорте, присущи такие характеристики как: ветвление, скручивание, сужение и анатомическая извитость хода. В результате, и кровоток в ней имеет особенности, связанные с вышеуказанными характеристиками. Множество методик было применено для его исследования: зондовые, доплерографические, ангиографические, МРТ. Исследования показали, что поток в аорте имеет спиралевидную форму, с преобладанием спиральности потока в области восходящего отдела аорты. И эта форма потока характерна почти для всех, независимо от возраста и пола. Были выдвинуты гипотезы относительно назначения такой формы потока. В частности, гипотеза защиты сосудистой стенки от атеросклеротического поражения. Была так же выявлена связь между уменьшением спиральности потока в области дуги аорты и атеросклеротическим поражением сонных артерий [9, 29].

Ранние исследования на животных, в основном с использованием зондовых методик показали скромные результаты. Однако они смогли зарегистрировать неравномерность кровотока в грудной аорте, наиболее выделяя восходящий отдел аорты. Позднее была использована ангиография, при которой удалось визуализировать спиральность кровотока при введении малых доз контрастного вещества. Значительный прорыв случился с развитием методики магнитно-резонансной ангиографии. В течение последних десятилетий проведено несколько исследований с использованием модификаций методики магнитно-резонансной ангиографии, которые смогли визуализировать спиральность кровотока, провести сравнение в норме и при различной кардиальной патологии. В частности, стоит отметить, что исследования с использованием магнитно-резонансной ангиографии включали небольшое количество обследуемых. А наиболее современные исследования были проведены с использованием дорогостоящей модификации методики и, кроме того, с использованием дополнительного программного обеспечения [9, 29].

Ассоциированность изменений упруго-эластических свойств грудной аорты и коронарного атеросклероза

На Первой Международной конференции по артериальной жесткости, прошедшей в Париже в 2000 году, было предложено выражать эластичность артерий путем определения:

- коэффициента растяжимости, как относительного изменения поперечного сечения сосуда на единицу давления, $(\text{м} \times 10^{-3}) \times (\text{мм.рт.ст})^{-1}$: $CD = 2\Delta D / D_d \times \text{ПАД}$;
- коэффициента податливости, как абсолютного изменения объема под действием давления $(\text{см}^3 \cdot \text{мм.рт.ст.})^{-1}$: $CC = \pi \times (D_c^2 - D_d^2) / 4 \times \text{ПАД}$;
- модуля эластичности Петерсона, как напряжения, требуемого для увеличения диаметра на 100% (мм.рт.ст) : $E_p = \text{ПАД} \times D_d / \Delta D$;
- модуля Юнга, как напряжения на 1 см^2 , требуемого для увеличения диаметра на 100% $(\text{дин} \cdot \text{см}^2)$: $E_{inc} = \text{ПАД} \times D_d^2 / \Delta D \times \text{ТКИМ}$;
- индекса жесткости (stiffnessindex) или β (бетта), как величины, обратной растяжимости, определяющей способность артериальной стенки к сопротивлению деформации: $SI = \ln(\text{САД} / \text{ДАД}) / [(D_c - D_d) / D_d]$,

где САД — систолическое артериальное давление, ДАД — диастолическое артериальное давление, ПАД — пульсовое давление, ΔD — разность систолического и диастолического диаметров сосуда, \ln — натуральный логарифм, D_c — систолический диаметр, D_d — диастолический диаметр, ТКИМ — толщина комплекса «интима-медиа».

Ряд проведенных исследований проявили динамику данных показателей упруго-эластических свойств грудной аорты у пациентов с коронарным атеросклерозом.

Так, Stefanadis C. et al. [40] исследовали нормотензивных пациентов, страдающих ИБС, сравнивая их со здоровыми добровольцами. Путем ангиографического измерения изменения диаметра аорты на уровне 2, 4 и 6 см выше аортального клапана были получены параметры растяжимости аорты, которые оказались значительно ниже в группе больных ИБС: 0.7 ± 0.2 против 1.7 ± 0.3 ; 1.5 ± 0.3 против 4.0 ± 0.6 ; 1.2 ± 0.2 против 5.3 ± 0.6 , соответственно. Позже Stefanadis C. et al. [41] провели сравнение измерений, полученных с помощью ангиографии и эхокардиографии. Полученные с помощью эхокардиографии результаты были близки к результатам, полученным с помощью ангиографии ($r = 0.949$, $p < 0.001$).

R. H. Mohiaddin et al. [31] провели сравнение податливости аорты у здоровых добровольцев, атлетов и больных ИБС. Для измерения диаметра аорты использовалась магнитно-резонансная томография. Податливость аорты (мкл/мм.рт.ст.) у атлетов оказалась выше, чем у возрастных обследуемых: 41 (16) против 22 (11) мкл/мм.рт.ст. Податливость аорты у больных ИБС оказалась ниже, чем у возрастных пациентов: 12 (4) v 18 (10) мкл/мм.рт.ст.

Gatzka C. D. et al. [22] провели сравнение жесткости аорты у 55 пациентов с ИБС и 55 здоровых добровольцев. Измерение диаметра аорты проводилось с помощью эхокардиографии на уровне дуги аорты. У пациентов с ИБС жесткость аорты была существенно выше ($E_p = 212 \pm 26$ кН/м² против 123 ± 13 кН/м²; $\beta = 16 \pm 2$ против 9 ± 1).

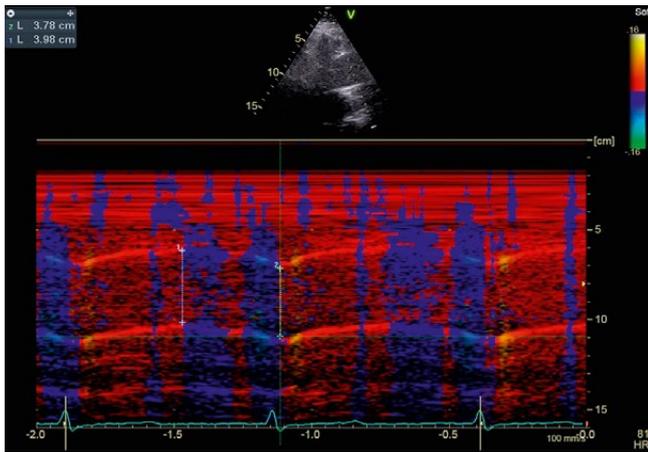


Рисунок 4. М-режим ТДИ восходящего отдела аорты. Левая парастернальная позиция по длинной оси на уровне 3 см выше аортального клапана. Метки движения стенок устанавливаются в пограничных точках окрашивания движения стенок к датчику (1) в фазу изометрического расслабления ЛЖ, и от датчика (2) в фазу изометрического сокращения ЛЖ. Диаметр аорты измеряется по внутренним краям стенки.

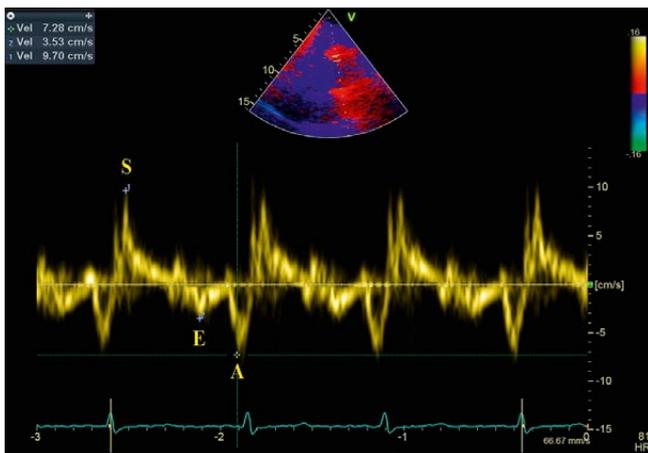


Рисунок 5. Левая парастернальная позиция по длинной оси на уровне 3 см выше аортального клапана, ИТД ближней стенки восходящего отдела аорты. S- скорость систолического смещения. E — скорость раннего диастолического смещения. A — скорость позднего диастолического смещения.

С развитием ультразвуковых технологий значительно расширились возможности для оценки упруго-эластических свойств грудной аорты при проведении ЭхоКГ. Наиболее перспективными направлениями, по мнению авторов, являются: использование тканевого доплеровского изображения (ТДИ), цветового М-режима (сочетание цветового доплеровского картирования и М-режима).

Тканевое Доплеровское Изображение (ТДИ) является ультразвуковой технологией, изначально использующейся в эхокардиографии для оценки движения различных структур сердца. Относительно недавно метод тканевого доплеровского исследования стал использоваться для исследования движения стенок сосудов [17]. Технология имеет те же базовые принципы, которые используются в обычном доплеровском формировании изображения кровотока, однако оптимизирована для оценки движения тканей, чья скорость движения значительно ниже, чем скорость движения потока крови в сердце и сосудах. Кроме того,

амплитуда отраженного доплеровского сигнала, воспринимаемого датчиком от ткани, значительно выше амплитуды сигнала скорости от потока крови. Исследование с помощью ТДИ может проводиться в режимах: импульсно-волновой тканевой доплерографии (ИТД), цветового тканевого доплеровского изображения (ЦТДИ), одномерного тканевого доплеровского изображения (М-режим ТДИ) [1, 5, 15].

ЦТДИ расширило возможности для получения стандартных показателей упруго-эластических свойств грудной аорты, таких как коэффициент растяжимости, коэффициент податливости и др. Ранее для оценки диаметров в систолу и диастолу использовалось синхронизация с ЭКГ, которая отражала электрическую, а не механическую систолу и диастолу. Более того в разных исследованиях различался подход к маркерам на ЭКГ для систолических и диастолических измерений. С помощью ТДИ появилась возможность непосредственно видеть движение стенок аорты, таким образом определяя механическое воздействие интермитирующего желудочкового выброса в зоне интереса (рис. 4).

С помощью ИТД можно оценить скорость движения сосудистой стенки, таким образом, определив скорость изменения просвета сосуда, можно судить об эластических свойствах стенки. При исследовании грудной аорты целесообразно оценивать показатели движения ближней стенки восходящего отдела (рис. 5) [10, 15, 18, 39].

Egyol N. K. et al. [34] исследовали 83 пациента с ангиографически подтвержденным коронарным атеросклерозом (18 женщин, 65 мужчин, средний возраст 55 ± 10 лет) и 43 пациента без признаков гемодинамически значимого атеросклеротического поражения при ангиографии (27 женщин, 16 мужчин, средний возраст 53 ± 10 лет). Исследователи эхокардиографически измеряли изменение диаметра восходящей аорты на расстоянии 3 см от аортального клапана и вместе с результатами измерения давления рассчитывали коэффициент растяжимости и индекс жесткости. В той же области была проведена оценка движения верхней стенки аорты с помощью импульсно-волнового, были выделены пики S (скорость систолического смещения), E (скорость раннего диастолического смещения) и A (скорость позднего диастолического смещения). Индекс жесткости (2.79 ± 3.49 против 1.62 ± 1.31 , $P=0.03$), коэффициент растяжимости (1.55 ± 1.46 против 2.37 ± 3.08) и скорость S пика при импульсно-волновом доплеровском исследовании (0.057 ± 0.016 против 0.064 ± 0.015 , $P=0.02$) значимо различались в двух группах. После дальнейшего анализа данных исследователи пришли к выводу, что индекс жесткости и пик S (<0.06 м/с) ассоциированы с коронарным атеросклерозом (Oddsratio=1.4 $P=0.03$; Oddsratio=3.6 $P=0.01$), в то время как коэффициент растяжимости — нет.

Baris Güngör et al. [13] провели исследование 40 пациентов моложе 40 лет, поступивших с диагнозом острого коронарного синдрома и, подтвержденным впоследствии, коронарным атеросклерозом. Контрольную группу составили 70 человек моложе 40 лет. В группе больных ИБС индекс жесткости был выше (median 5.40, interquartilerange (IQR) 5.98 vs median 4.14 IQR 2.43; $p = 0.03$), а коэффициент растяжимости был ниже (median 2.86×10^6 cm²/dyn vs median 3.46×10^6 cm²/dyn, $p = 0.04$). Скорость пика раннего ди-

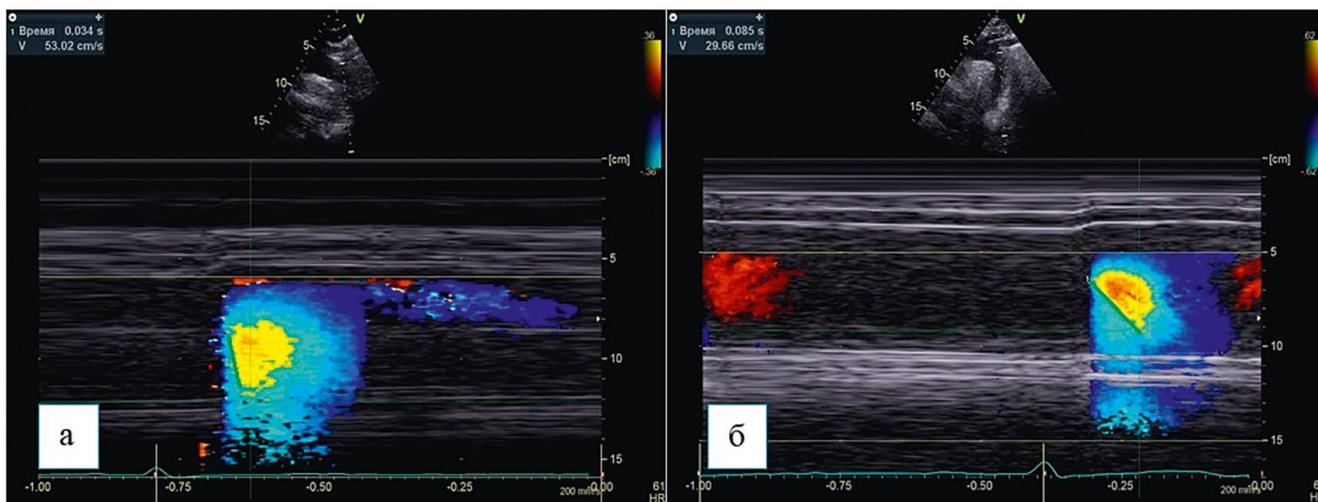


Рисунок 6. Супрастернальная позиция, М-ЦДК нисходящего отдела грудной аорты. Способ определения СРП: а — пациент без коронарного атеросклероза, СРП — 53,02 мм/с. б — пациент с коронарным атеросклерозом, СРП — 29,66 мм/с.

астолического смещения E при ИТД была значимо ниже по сравнению с контрольной группой (7.2 ± 1.8 см/с против 9.2 ± 2.4 см/с, $p < 0.01$). Скорость пиков S and A в группе ИБС была сравнима с контрольной группой. Была обнаружена значимая корреляция между скоростью пика E индексом жесткости ($r = -0.28$, $p = 0.01$), растяжимости ($r = 0.19$, $p = 0.04$) и эластическим модулем ($r = -0.24$, $p = 0.01$).

Скорость распространения потока в цветовом М-режиме (М-ЦДК) представляет собой методику, которая преимущественно используется в эхокардиографии для оценки податливости левого желудочка путем исследования трансмитрального потока, что отражает изменение диастолической функции (рис. 6) [38].

Yilmaz Güneş et al. [23] предложили использование данной методики, как неинвазивного маркера коронарного атеросклероза. Они исследовали скорость распространения потока в нисходящей аорте с помощью цветового М-режима у 91 пациента с ангиографически подтвержденным коронарным атеросклерозом и 36 пациентов без ангиографических признаков коронарного атеросклероза. Путем анализа был выделен показатель скорости распространения в нисходящей аорте ≤ 41 см/с, который, как маркер коронарного атеросклероза, имел чувствительность 82.4%, специфичность 97.2%.

Так же Yilmaz Güneş et al. [24] исследовали способность данного показателя повышать диагностическую ценность ЭКГ-проб с нагрузкой с целью избежания инвазивной коронарографии в ситуациях, когда она не требуется. По мнению авторов, совместное использование ЭКГ-проб с нагрузкой и скорости распространения потока в нисходящей аорте помогло бы избежать 21,6% коронарографий.

Заключение

Оценка упруго-эластических свойств грудной аорты при трансторакальной эхокардиографии должна включать данные, получаемые с помощью тканевого доплеровского исследования и комбинации М-режима с цветовым доплеровским картированием.

Список литературы

1. Алехин М.Н. Возможности практического использования тканевого доплера. Тканевой доплер, принципы метода и его особенности. Основные режимы, методика регистрации и анализа // Ультразвуковая и функциональная диагностика. — 2002. — № 3. — С. 115–125.
2. Куликов В.П. Клиническая патофизиология и функциональная диагностика. // В.П. Куликов Н.Л. Доронина, А.Ф. Орлова и др. Под ред. проф. Куликова В.П. и доц. Дорониной Н.Л. Изд. 3-е. — Барнаул. — 2004. — С. 416.
3. Куликов В.П. Ультразвуковая диагностика сосудистых заболеваний. / В.П. Куликов, Н.Л. Доронина, Л.Э. Шульгина и др. Под редакц. проф. Куликова В.П. 2-е издание. — М.: Стром, — 2011. — С. 512.
4. Лондон Ж.М. Перевод Захаровой Е.В. Ремоделирование артерий и артериальное давление у больных с уреимией // Нефрология и диализ. — 2000. — Т. 2. — № 3.
5. Никитин Н.П., Клиланд Д.Ф. Применение тканевой миокардиальной доплер-эхокардиографии в кардиологии // Кардиология. — 2002. — Т. 3. — С. 66–79.
6. Синельников Р.Д. Атлас анатомии человека: в 4 томах. Том 3. Учение о сосудах и лимфатических органах / Р.Д. Синельников, Я.Р. Синельников, А.Я. Синельников. — М.: Новая волна, 2010. — 216 с.
7. Фундаментальная клиническая физиология / Под ред. А.Г. Камкина и А.А. Каменского. Москва: издательский центр «Академия», 2004. — С. 31–43.
8. Шехтер А.В. Эластические мембраны стенки артерий [Текст] // Шехтер, Г.В. Нестайко, Л.Д. Крымский // Вестник АМН СССР. — 1978. — № 1. — С. 30–39.
9. Amarencu P, Cohen A, Zourio C, et al. Atherosclerotic disease of the aortic arch and the risk of ischemic stroke. N Engl J Med 1994;331: 1474–9.
10. Arno Schmidt-Truksass et al. Assessment of carotid wall motion and stiffness with Tissue Doppler Imaging. Ultrasound in Med. & Biol. 1998; vol.24, № 5: 639–646.
11. Authors/Task Force members et al. 2014 ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases: Document covering acute and chronic aortic diseases of the thoracic and abdominal aorta of the adult The Task Force for the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases of the European Society of Cardiology (ESC) // European heart journal. — 2014. — Т. 35. — № 41. — С. 2873–2926
12. Avolio AP, Chen SG, Wang RP, Zhan CL, Li MF, O'Rourke MF: Effects of ageing on changing arterial compliance and left ventricular load in a northern Chinese urban community. Circulation — 1983. — 68(1). — С. 50–58
13. BarsGüngör, Hale Yilmaz, Ahmet Ekmekçi, KazımSerhanÖzcan, Mohamedou Tijani, DamirbekOsmonov, BaranKaratas, Ahmet TahaAlper, FeritOnurMutluer, UfukGürkanet al. Aortic stiffness is increased in patients with premature coronary artery disease: a tissue Doppler imaging study. J Cardiol. — 2014. Mar; 63(3): 223–229.
14. Belz G. G. Elastic properties and Windkessel function of the human aorta // Cardiovascular Drugs and Therapy. — 1995. — Т. 9. — № 1. — С. 73–83.
15. Beresten N.F. et al. Remodeling of Arteries in Arterial Hypertension. New Diagnostic Approaches to Assess the Remodeling of Elastic Arteries // Biosciences Biotechnology Research Asia. — 2016. — Т. 13. — № 4. — С. 2007.
16. Cliff WJ: Aging in the arterial wall, Interdis Topics Gerontol Vol 11. Edited by HP van Hater. Basel, Karger, 1977, pp 89–99
17. Cohen A, Zourio C, Bertrand B, et al. Aortic plaque morphology and vascular events: a follow-up study in patients with ischemic stroke. FAPS investigators. French Study of Aortic Plaques in Stroke. Circulation 1997;96:3838–41.
18. Eriksson A., Greiff E. et al. Arterial Pulse Wave Velocity with Tissue Doppler Imaging. Ultrasound in Med. & Biol., 2002; vol. 28, № 5: 571–580.
19. Fazio GP, Redberg RF, Winslow T, et al. Transesophageal echocardiographically detected atherosclerotic aortic plaque is a marker for coronary artery disease. J Am CollCardiol 1993; 21:144–50.
20. Ferrari E, Vidal R, Chevallier T, et al. Atherosclerosis of the thoracic aorta and aortic debris as a marker of poor prognosis: benefit of oral anticoagulants. J Am CollCardiol, 1999; 33:1317–22.

21. Flynn A. E. et al. Does systolic subepicardial perfusion come from retrograde subendocardial flow? // *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*.— 1992.— Т. 262.— № . 6.— С. H1759-H1769.
22. Gatzka C. D. et al. Relation between coronary artery disease, aortic stiffness, and left ventricular structure in a population sample // *Hypertension*.— 1998.— Т. 32.— № . 3.— С. 575–578.
23. Gunes Y. et al. A novel echocardiographic method for the prediction of coronary artery disease // *Medical Science Monitor*.— 2008.— Т. 14.— № . 9.— С. MT42-MT46.
24. Güneş Y. et al. Incremental diagnostic value of color M-mode propagation velocity of the descending thoracic aorta to exercise electrocardiography // *Türk Kardiyol Dem Ars*.— 2010.— Т. 38.— № . 8.— С. 551–557
25. Ho S. Y. Structure and anatomy of the aortic root // *European journal of echocardiography*.— 2009.— Т. 10.— № . 1.— С. i3-i10.
26. Huapaya J. A. et al. Anatomic variations of the branches of the aortic arch in a Peruvian population // *Medwave*.— 2015.— Т. 15.— № . 06.
27. Lewis S. J. et al. Segmental wall motion abnormalities in the absence of clinically documented myocardial infarction: clinical significance and evidence of hibernating myocardium // *American heart journal*.— 1991.— Т. 121.— № . 4.— С. 1088–1094.
28. Liechty, Shields, and Anson. Variation In Branching Of Aortic Arches. *Quart. Bull. Northwest. Univ. Med. Sch.* 1957; 31:136–143
29. Liu X. et al. Physiological significance of helical flow in the arterial system and its potential clinical applications // *Annals of biomedical engineering*.— 2015.— Т. 43.— № . 1.— С. 3–15.
30. Lønnebakken M. T. et al. Impact of aortic stiffness on myocardial ischaemia in non-obstructive coronary artery disease // *Open Heart*.— 2019.— Т. 6.— № . 1.— С. e000981.
31. McAlpine W. A. *Heart and Coronary Arteries*. Berlin: Springer-Verlag; 1975. p9–26.
32. Mohiaddin R. H. et al. Regional aortic compliance studied by magnetic resonance imaging: the effects of age, training, and coronary artery disease // *British heart journal*.— 1989.— Т. 62.— № . 2.— С. 90–96.
33. Montalescot G. et al. 2013 ESC guidelines on the management of stable coronary artery disease // *European heart journal*.— 2013.— Т. 34.— № . 38.— С. 2949–3003.
34. Mosher P. et al. Control of coronary blood flow by an autoregulatory mechanism // *Circulation research*.— 1964.— Т. 14.— № . 3.— С. 250–259.
35. Namik Kemal Eryal, RamazanTopsakal, YükselÇiçek, Adnan Abaci, AbdurrahmanOguzhan, EmrullahBasar, Ali Ergin. Color Doppler tissue imaging in assessing the elastic properties of the aorta and in predicting coronary artery disease. *Jpn Heart J.* 2002 May; 43(3): 219–230.
36. O'Rourke M. F. et al. Clinical applications of arterial stiffness: definitions and reference values // *American journal of hypertension*.— 2002.— Т. 15.— № . 5.— С. 426–444.
37. O'Rourke M.F., Avolio AP, Lauren PD, Yong J. Age-related changes of elastin lamellae in the human thoracic aorta. *J Am CollCardiol.* 1987; 9:53A
38. Rouska E. G. Evaluation of Left Ventricular Diastolic Function by Echocardiography // *Rhythm*.— 2013.— Т. 8.— № . 1.— С. 4–16.
39. Sciatti E. et al. Elastic properties of ascending aorta and ventricular-arterial coupling in women with previous pregnancy complicated by HELLP syndrome // *Journal of hypertension*.— 2019.— Т. 37.— № . 2.— С. 356–364.
40. Stefanadis C. et al. Aortic distensibility abnormalities in coronary artery disease // *The American journal of cardiology*.— 1987.— Т. 59.— № . 15.— С. 1300–1304.
41. Stefanadis C. et al. Distensibility of the ascending aorta: comparison of invasive and non-invasive techniques in healthy men and in men with coronary artery disease // *European Heart Journal*.— 1990.— Т. 11.— № . 11.— С. 990–996.
42. Virmani R, Avolio AP, Mergner WJ, Robinowitz M, Herderick EE, Cornhill FJ, Guo SY, Liu TH, Ou DY, O'Rourke MF. Effect of aging on aortic morphology in populations with high and low prevalence of hypertension and atherosclerosis. *Am J Pathol.* 1991;139:1119–1129
43. Walmsley T. The heart. In: Sharpey-Schaffer T, Symington J, Bryce TH, eds. *Quain's Elements of Anatomy*. London: Longmans, Green & Co; 1929. p42–53.
44. Witteman JC, Kannel WB, Wolf PA, et al. Aortic calcified plaques and cardiovascular disease (the Framingham Study). *Am J Cardiol.* 1990; 66:1060–4.
45. Zanolli L. et al. Arterial Stiffness in the Heart Disease of CKD // *Journal of the American Society of Nephrology*.— 2019.— С. ASN. 2019020117.

Для цитирования. Мушкхамбаров И. Н., Берестень Н. Ф., Ткаченко С. Б., Романов С. Н., Колесников В. Н. Современная ультразвуковая оценка упруго-эластических свойств грудной аорты при коронарном атеросклерозе // *Медицинский алфавит. Серия «Современная функциональная диагностика»*.— 2019.— Т. 2.— 12 (387).— С. 30–36.



Кафедра клинической физиологии и функциональной диагностики Академии постдипломного образования ФГБУ ФНКЦ ФМБА России

Кафедра проводит подготовку врачей и медицинских сестер по различным разделам функциональной диагностики с выдачей документов государственного образца, действующих во всех лечебных учреждениях Российской Федерации

Проводятся циклы:

- 1) профессиональной переподготовки для врачей различных специальностей, длительностью 4 месяца (576 часов), по окончании выдаются диплом о профессиональной переподготовке и сертификат специалиста;
- 2) повышения квалификации (общего совершенствования) для врачей отделений функциональной диагностики длительностью 1 месяц (144 часа) с выдачей (или продлением имеющегося) сертификата специалиста, из них 72 часа дистанционно (работа на портале);
- 3) циклы тематического совершенствования (ТУ) по ультразвуковому исследованию сосудов для начинающих, ультразвуковой ангиологии для специалистов, методам мониторинга (холтеровского и артериального давления), электроэнцефалографии, миографии, методам исследования функции внешнего дыхания продолжительностью 72 часа. Циклы по эхокардиографии — 144 часа, электрокардиографии — 144 часа. После циклов ТУ выдается удостоверение о повышении квалификации;
- 4) стажировка на рабочем месте;
- 5) клиническая ординатура по функциональной диагностике (24 мес.);
- 6) циклы повышения квалификации среднего медицинского персонала продолжительностью 216 часов (сертификационный цикл) и профессиональной переподготовки (специализации) продолжительностью 288 часов, по окончании выдается сертификат;
- 7) имеются аккредитованные программы в рамках непрерывного медицинского образования.

Возможно обучение по индивидуальной программе по согласованному с курсантом графику. Проводятся выездные циклы по заявкам лечебно-профилактических учреждений.

Преподавание ведут доктора и кандидаты медицинских наук, профессора, доценты.

Обучение проводится на базе отделения функциональной диагностики клинической больницы № 85 Федерального медико-биологического агентства по адресу: г. Москва, 115409, ул. Москворечье, д. 16. (2 остановки наземным транспортом от ст. м. «Каширская» или от ст. м. «Кантемировская»). В обучении используется также клиническая база Федерального научно-клинического центра ФМБА России (г. Москва, Ореховый бульвар, д. 28.) Зав. кафедрой — д. м. н., профессор Стручков Петр Владимирович, зав. учебной частью — к. м. н., доцент Зубкова Алевтина Валентиновна. **Тел.:** (910) 465-59-26. **Эл. адрес:** struchkov57@mail.ru. **Сайт:** funcdiag.ru