

 **SHOPDON.RU +7 905 486 27 93**  
интернет-магазин медицинской литературы

[Бесплатные лекции для врачей](#)

# ЭЛАСТОГРАФИЯ: АНАТОМИЯ МЕТОДА

Д.м.н. Зыкин Б.И., г. Москва, Россия  
 к.м.н. Постнова Н.А., г. Москва, Россия  
 Д.м.н. Медведев М.Е., г. Киев, Украина

**У**важаемые коллеги! Задачей настоящей лекции является создание у врачебной аудитории отчетливого представления об эластографии и ее значении в современной клинической практике.

Сегодня ультразвуковая диагностика, состоящая из эхографии (метода визуального изучения органов и тканей) и доплерографии (метода оценки движения жидкостей и тканей *in vivo*), обогатилась третьей технологией — эластографией — методом качественного и количественного анализа механических свойств тканей с помощью модуля (показателя) упругости Юнга.

Термин "эластография" (от лат. *elasticus* — "упругий" и греч. *γραφο* — "пишу") был предложен в 1991 году врачами-исследователями из Хьюстона (США) [1]. Физически понятия эластичности и упругости идентичны, поэтому мы считаем возможным впредь использовать один термин — "упругость".

Физической основой эластографии является модуль Юнга (английского физика XIX века), характеризующий свойства мягких тканей сопротивляться растяжению/сжатию при упругой деформации. Метод справедливо мог бы быть назван "юнгографией", по аналогии с "доплерографией", носящей имя астрофизика Допплера.

Модуль Юнга может быть рассчитан двумя способами:  $E = \sigma / \epsilon$  или  $E = 3 \rho C^2$ . В соответствии с этими двумя уравнениями эластография подразделяется на две разновидности. В первой, основанной на уравнении  $E = \sigma / \epsilon$ , упругость определяется отношением величины компрессии ( $\sigma$ ) к относительной деформации столбика ткани ( $\epsilon$ ), называемой стрейном (напряжением). Этот вариант называют

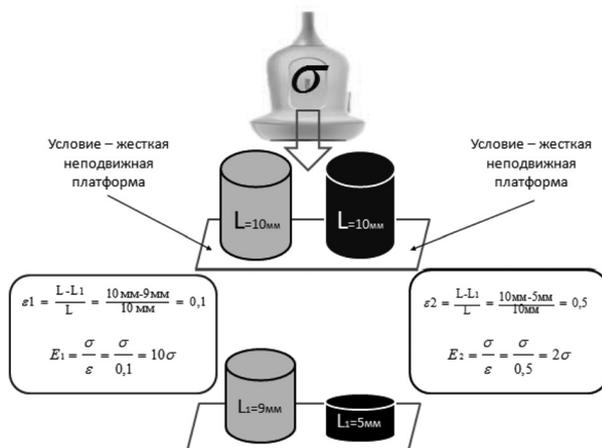
"компрессионной эластографией" или, иногда, "стрейновой эластографией". Второе уравнение  $E = 3 \rho C^2$  позволяет вычислить модуль Юнга ( $E$ ) через скорость распространения сдвиговой волны ( $C$ ) в веществе ( $\rho$  — плотность вещества). Этот вариант носит название "эластография сдвиговой волны".

Принципиальная схема компрессионной эластографии представлена на рисунке 1. Давление датчика с определенной силой ( $\sigma$ ) вызывает деформацию подлежащих тканей, для примера, в одном случае меньшую (условно на 1 мм у светлого столбика), во втором — большую (условно на 5 мм у темного). Исходя из уравнения  $\epsilon = L - L_1 / L$  величина стрейна у светлого столбика составит 0,1, тогда как у темного — 0,5. Подставив эти значения в уравнение  $E = \sigma / \epsilon$ , получаем, что модуль Юнга первой ткани (светлый столбик) составляет 10 значений приложенной компрессии, тогда как второй (темный столбик) лишь два. Единственный вывод, который можно сделать из этого исследования — упругость первой ткани в 5 раз выше упругости второй. Этот относительный показатель называют *strain ratio* (SR).

Таким образом, очевидно, что физически компрессионная (стрейновая) эластография может способствовать только качественной характеристике распределения упругости в тканях, так как, во-первых, определить действительную величину компрессии (в кПа), создаваемой либо рукой исследователя, либо пульсацией окружающих сосудов, либо специальным ультразвуковым импульсом (а именно таким способом достигается деформация тканей) не представляется возможным; во-вторых, стрейн, исчисляемый как отношение величины деформации столбика ткани ( $\Delta L$  мм) к его первоначальной высоте ( $L$  мм), становится величиной безразмерной. Единственным количественным (относительным) показателем является только SR.

В ультразвуковых системах оценка стрейна осуществляется по степени смещения тканей методом спекл-трекинга (кросскорреляционного анализа перемещения спекл-шумов на обычном эхографическом изображении ткани).

При использовании компрессионной эластографии информация может быть представлена либо графическим путем, либо с помощью цветового картирования. На рисунке 2 представлен графический способ. На верхнем изображении сплошной и пунктирной линиями обведены два сравниваемых участка. Ниже на графике показана динамика изменения стрейна (напряжения тканей) в се-



**Рис. 1.** Принципиальная схема компрессионной (стрейновой) эластографии.



**Рис. 2.** Компрессионная эластография. Графический способ регистрации стрейна.

рии прессорных воздействий на ткани. Учитывая уже приобретенное выше знание о том, что величина стрейна выше там, где упругость ткани ниже, можно сделать совершенно определенный вывод о том, что сплошной линией очерчен участок менее упругой ткани.

На рисунке 3 и 4 представлен цветовой способ, в котором зоны различной упругости картируются различными цветами или оттенками серого. Обычно фирмы-производители (см. цветовую шкалу упругости эластограмм) менее упругие ткани обозначают как SF (от англ. soft — мягкий), а более упругие — HD (от англ. hard — твердый). Следует добавить, что выбор цвета у каждой фирмы произволен.

Здесь уместно уточнить некоторые вопросы терминологии. Нам представляется, что использование терминов “более упругий” или “менее упругий” в повседневной практике, особенно при подготовке заключений, будет вызывать определенные затруднения. Именно поэтому в опасении двусмысленности трактовки ранее было предложено отказаться от термина “эластичность”. С практической точки зрения мы считаем целесообразным использовать термины “твердый” и “мягкий” так, как это уже сделали фирмы-производители. Таким образом, терминология эластографии будет полностью соотнесена с определениями привычной всем пальпации (кстати, именно виртуальной пальпацией называют эластографию за рубежом).

Компрессионная эластография в настоящее время инкорпорирована в большинство современных ультразвуковых систем экспертного класса (полное перечисление которых в данной лекции практически невозможно) и достаточно широко распространена клинической практике как качественный метод визуальной оценки объемной патологии близкорасположенных органов и тканей с помощью высокочастотных линейных датчиков.

Справедливости ради необходимо отметить только компанию Siemens, у которой компрессионная эластография используется и на конвексном датчике.

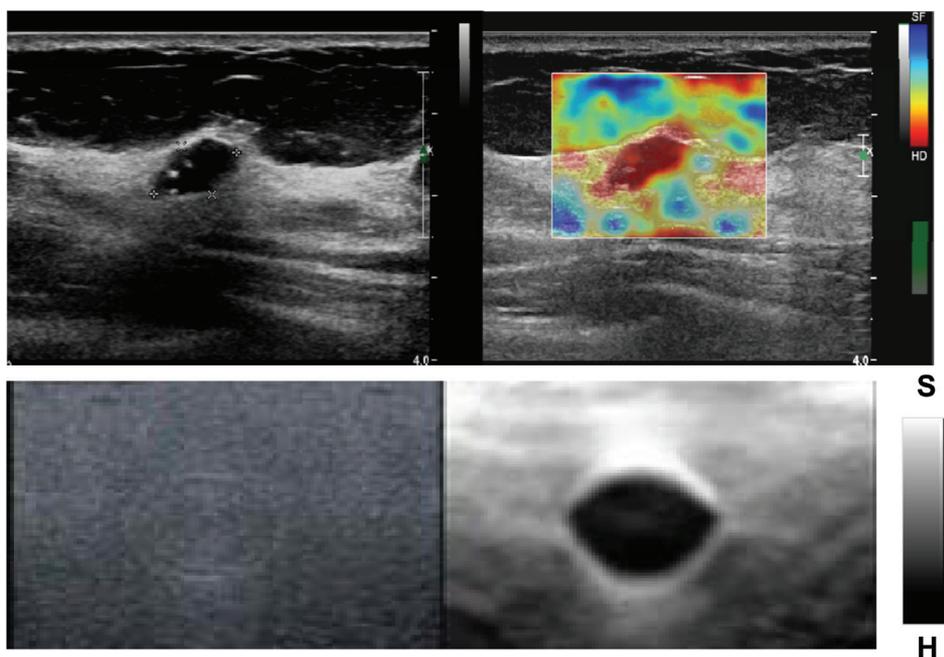
Многочисленная литература по компрессионной эластографии посвящена двум методикам — оценке цветowych эластограмм и вычислению показателя SR.

Самым первым объектом пристальных исследований с помощью компрессионной эластографии стали молочные железы.

Наиболее популярной оказалась Tsukuba Elasticity Score Classification — бальная оценка цветowych эластограмм японских специалистов Университета Цукуба [2]. Авторы анализируют образования молочных желез с помощью баллов — от 1 до 5 (А на рис. 4), где оценка 1 соответствует мягкой структуре (потенциально доброкачественному процессу), а оценка 5 — твердому (потенциально злокачественному). Особняком рассматривается кистозная структура (оценка 1\*), с характерным трехцветным изображением. При измерении показателя SR на цветовой эластограмме (Б рис. 4) одна зона интереса устанавливается на исследуемое образование, вторая — на окружающие ткани. Так, например, SR на эластограмме (рис. 5) составляет 5,26 (обведено красным).

**Результаты исследований,** оценивающих диагностическую ценность компрессионной эластографии молочных желез, до настоящего времени носят дискуссионный характер — обсуждается эффективность бальной оценки, особенно при наличии образований менее 10 мм, противоречивы данные о пороговой величине SR (от 4 до 8). Отмечается, что количество безрезультативных исследований при компрессионной эластографии молочных желез может достигать 6 — 7% [3]. Ряд рандомизированных исследований (более 400 наблюдений) [4,5] показывают, что компрессионная эластография обладает меньшей чувствительностью при выявлении онкологической патологии молочных желез, чем обычная эхография. Практически подобным образом оценивается компрессионная эластография предстательной железы. По мнению специалистов из Англии [6] “...кажется маловероятным, что эластография заменит необходимость выполнения системных биопсий под контролем ультразвука...”. В оценке состояния печени компрессионная эластография также находится в стадии развития, способствуя в определенной степени лишь качественной (цветовой) характеристике тяжелых форм фиброза [7]. При этом число безрезультативных исследований печени с помощью линейных датчиков может превышать 25% [8]. Несколько оптимистичней дело обстоит с исследованием щитовидной железы [9].

По оценке большинства специалистов компрессионная эластография несет груз целого ряда проблем, связанных со сложностью стандартизации метода. Среди причин возникновения этих проблем необходимо выделить следующие. Первая — кросскорреляционный анализ, используемый для оценки стрейна, математически весьма



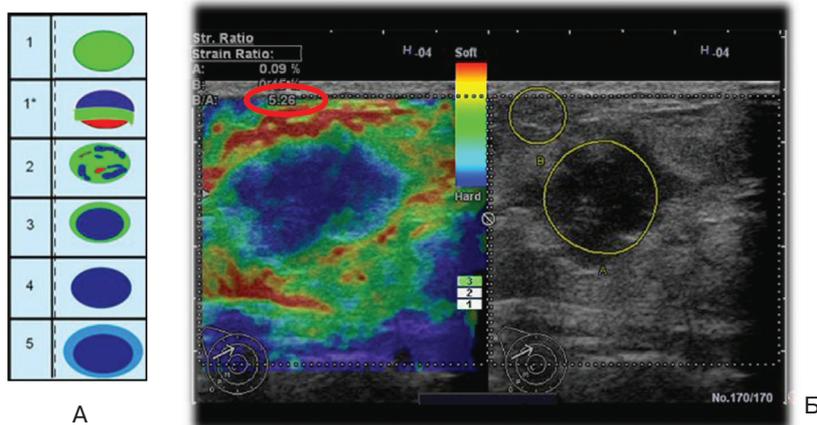
**Рис. 3.**  
Компрессионная эластография. Цветовой способ регистрации стрейна

сложен, при этом каждый производитель использует оригинальные методики расчета стрейна. Вторая — преобразование  $E = \sigma/\epsilon$  “работает” в достаточно ограниченном, так называемом “эластическом” диапазоне, что создает значительные трудности в выборе адекватной, а тем более стандартной компрессии, создаваемой самыми различными способами. Третья и, наверное, самая главная заключается в том, что неясно в каких случаях выполняется, а в каких нет условие уравнения  $E = \sigma/\epsilon$  — наличие жесткой неподвижной платфор-

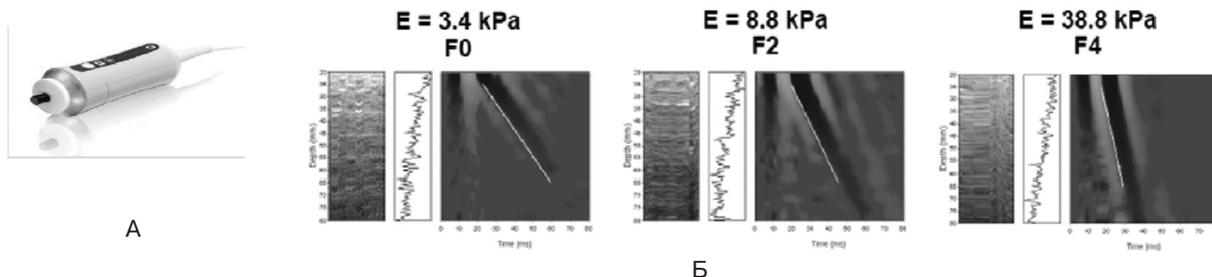
мы, на которой происходит компрессия тканей (см. слайд 1). Ее отсутствие или недостаточная жесткость приводит к тому, что компрессия вызывает не сдавление тканей, а их перемещение, что, естественно делает преобразование бессмысленным.

\*\*\*

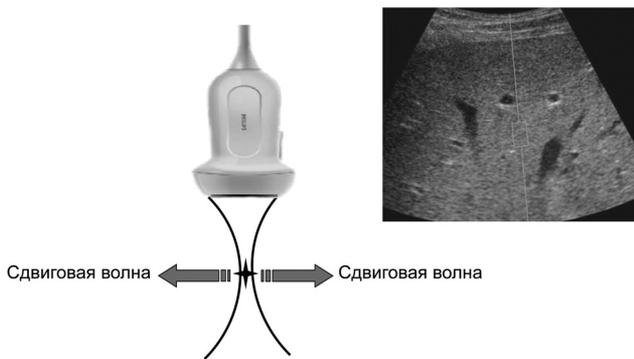
Второй вариант — “эластография сдвиговой волны” физически базируется на уравнении  $E = 3 \rho C^2$ , (где  $E$  — модуль упругости Юнга, измеряемый в Паскалях (Pa),  $C$  — скорость сдвиговой волны,  $\rho$  — плотность вещества). На самом деле



**Рис. 4.**  
Tsukuba Elasticity Score Classification — бальная система оценки цветowych компрессионных эластограмм по Itoh (A) и показатель SR (B).



**Рис. 5.** Транзистентная эластография — эластография сдвиговой волны в диагностическом устройстве FibroScan (по Sandrin et al. 2003). А — Изображение датчика. Б — Варианты получаемых эластограмм печени



**Рис. 6.** Формирование сдвиговой волны с помощью создания точечного давления в фокальной точке мощным ультразвуковым импульсом (ARFI — Acoustic Radiation Force Impulse)

для мягких тканей человека указанное преобразование носит укороченный вариант  $E = 3C^2$ , поскольку плотность вещества ( $\rho$ ) всех тканей человека (кроме костной) практически одинакова ( $\approx 1,05 \text{ кг/м}^3$ ) и принимается за единицу. Кстати, по этой причине термин "плотность" должен быть исключен из эластографической терминологии.

Физически сдвиговая волна представляет собой упругую поперечную волну (в отличие продольной ультразвуковой). Смещения частиц среды при этом перпендикулярны направлению распространения волны. Принцип действия метода основан генерации в тканях сдвиговой волны и последующей оценке скорости ее продвижения. Исходя из уравнения  $E = 3C^2$  скорость  $C$  прямо пропорциональна упругости ткани  $E$ . Следовательно, чем выше скорость, тем выше упругость. Здесь необходимо сделать отступление и отметить тот значительный вклад в теоретическое обоснование и создание метода, который внесли отечественные исследователи во главе с проф. А. Сарвазяном.

В настоящее время генерация сдвиговых волн в клинической практике осуществляется двумя способами: механическим и электронным. Механический используется в ультразвуковом диагностическом устройстве Fibroscan (фирма Echosens, Франция), созданном только для исследования печени. Низкочастотная (50 Hz) сдвиговая волна создается расположенным в корпусе ультразвукового датчика механическим ударным устройством (А рис. 5). Механический удар штифта датчика наносится через межреберье по правой доле печени, после чего с помощью ультразвукового М- и А-режима оценивается скорость продвижения сдвиговой волны (Б рис. 5) через стандартный 4 см участок. На основании полученных показателей скорости рассчитывается упругость в кПа. Следует подчеркнуть, что "транзиентная эластография" (оригинальное название эластографии сдвиговой волны в диагностическом устройстве Fibroscan) стала первой методикой подобного типа, появившейся в широкой клинической практике. "Эра эластометрии" началась в 2003 году публикацией из Франции [10]. Эти же специалисты разработали и предложили критерии оценки упругости печени — от 4 до 6 кПа в норме и свыше 12-14 кПа при циррозе.

В диагностических системах S2000 Siemens (Германия) и iU-22 Philips (Нидерланды) для создания сдвиговых волн используют силу давления мощного импульса ультразвукового луча (ARFI — Acoustic Radiation Force Impulse — по терминологии компании Siemens, которая первой применила данную технологию). Это давление приобретает максимальную величину в фокальной точке, которая и становится источником сдвиговых волн, распространяющихся от фокальной области в перпендикулярном направлении (см. схему рис. 6). Этот процесс образно можно представить как брошенного камня (ультразвукового импульса). Вслед за этим обычное ультразвуковое сканирование отслеживает продвижение сдвиговой волны, определяя ее скорость. Выбор места для измерения скорости производится с помощью пробного объема на обычном эхографическом изображении (см. эхограмму рис. 6). На экране при этом возникает значение скорости сдвиговой волны (у компании Siemens) или скорости сдвиговой волны и пересчитанный в кПа показатель упругости (компании Philips).

Сегодня метод уверенно входит к клиническую практику. За последний год заметно увеличилось количество публикаций, посвященных применению ARFI (Siemens). К сожалению, к моменту подготовки настоящей лекции нам не удалось встретить работ с использованием УЗ системы компании Philips.

Исследования с помощью ARFI [11] полностью подтвердили отчетливую закономерность увеличения скорости сдвиговой волны у пациентов с фиброзом (1,46 м/с) и циррозом печени (2,55 м/с) по сравнению с контрольной группой (1,09 м/с), подчеркивая корреляцию с результатами исследований, выполненных с помощью транзиентной эластографии. Здесь нельзя не указать на заметное неудобство для большинства специалистов, уже привыкших оценивать упругость в кПа, к данным, представляемым в м/с.

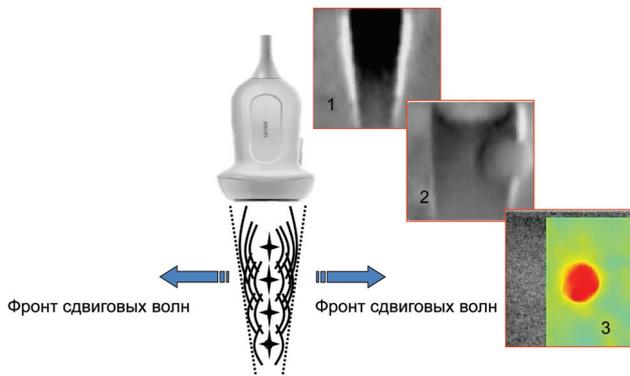
По мнению специалистов [12] ARFI становится полезной диагностической методикой и в дифференциальной диагностике очаговой патологии печени. Авторы отметили достоверное различие скорости прохождения сдвиговой волны в доброкачественных (в среднем 1,35 м/с) и злокачественных образованиях печени (в среднем 3,14 м/с).

Публикации по использованию ARFI при исследовании молочных желез пока единичны, но обнадёживающи. В них [13] показана отчетливая разница средней скорости сдвиговой волны в злокачественных (5,96 м/с) и доброкачественных новообразованиях молочной железы (2,25 м/с). Подобная закономерность прослеживается и в результатах применения ARFI при исследовании щитовидных желез [14].

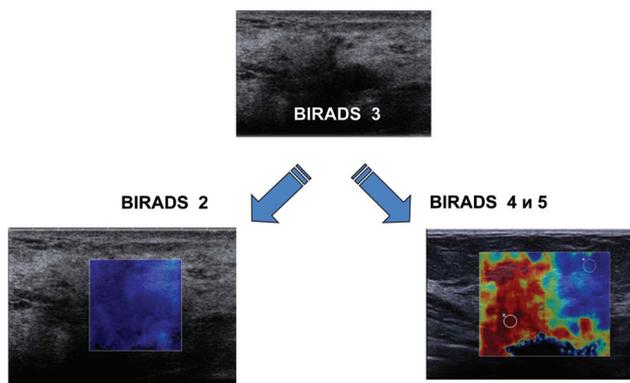
\*\*\*

В ультразвуковых системах Aixplorer (SuperSonic Imagine, Франция) и Ultima (Радмир, Украина) получила развитие технология создания фронта сдвиговых волн, позволившая создавать

двумерное цветовое картирование упругости исследуемых тканей. В данной технологии с определенной временной задержкой создается уже несколько точек давления по глубине, в результате чего сдвиговые волны формируют фронт в виде т.н. “конуса Маха” (рис. 7, 1). Продвижение этого фронта отслеживается с помощью специального ультразвукового сканирования, что дает возможность визуально выявлять участки с различной скоростью сдвиговых волн. Так, например, на рис. 2 (рис. 7) совершенно отчетливо просматривается эхопозитивная зона, которую фронт сдвиговых волн проходит быстрее, чем окружающие ткани. Затем скорость картируется цветом. В ультразвуковой системе Aixplorer красным цветом принято расцветчивать более упругие, твердые структуры (рис. 10, 3), используя его как маркер потенциальной опасности злокачественных изменений. Вслед за изучением цветowych эластограмм проводится эластометрия с помощью одного или нескольких пробных объемов, свободно перемещаемых и изменяемых по размерам. Цифровые данные могут быть представлены либо в виде показателей скорости сдвиговых волн (в м/с), либо упругости (кПа). Существенное отличие этой технологии от предыдущей (ARFI) заключается в том, что цветовое картирование значительно облегчает эластометрию, предоставляя врачу возможность выбирать только качественные, лишенные артефактов эластограммы.

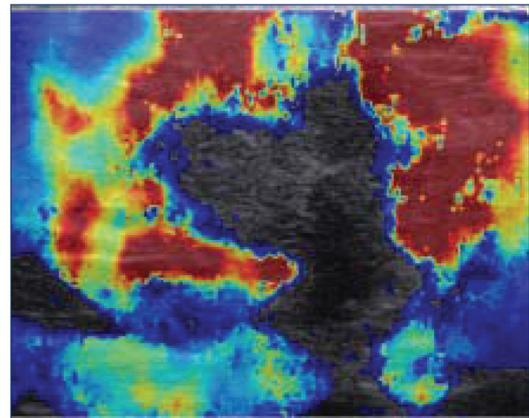


**Рис. 7.** Формирование фронта сдвиговых волн с помощью создания поочередного давления в нескольких фокальных точках

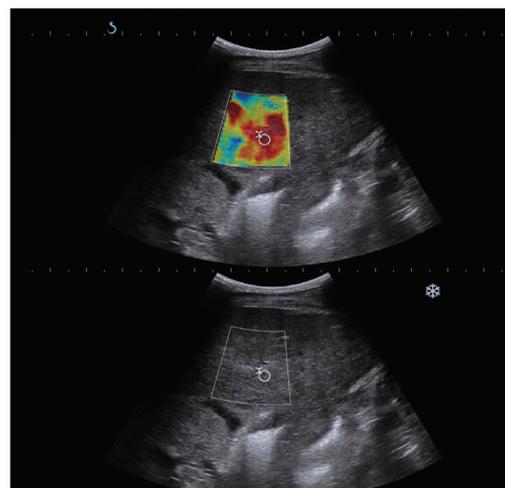


**Рис. 8.** Значение цветовой SWE в оценке образований молочных желез

Поэтому не случайно, что эластография сдвиговой волны (Shear Wave Elastography, SWE) системы Aixplorer вызвала большой практический интерес специалистов. В ряде клиник цветовое картирование SWE уже стало рутинной процедурой при проведении исследований молочных желез. Мультицентровое исследование десяти клиник Франции, Германии, Италии и Англии (1800 женщин с верифицированным диагнозом) показало [15], что цветовое картирование упругости помогает решать актуальную проблему маммологии, связанную с теми непростыми диагностическими ситуациями, которые в зарубежной практике определяются как BIRADS 3 (рис. 8). Следует уточнить, что BIRADS (Breast Imaging Reporting and Data System) представляет собой унифицированное описание новообразований молочных желез по 5-бальной системе, одинаково понятное для всех, кто занимается этой проблемой — врачей УЗД, радиологов, рентгенологов, клиницистов-маммологов и т.д. Диагностический алгоритм использования SWE с цветовым картированием упругости в подобных ситуациях достаточно прост (рис. 8). Окрашивание очага и окружающих тканей в монотонный синий цвет



**Рис. 9.** Цветовая SWE молочных желез. Феномен «черной дыры»



**Рис. 10.** Цветовая эластография сдвиговой волны. Гепатоцеллюлярная карцинома.

**Схема унифицированного описания новообразований молочных желез BIRADS  
(Breast Imaging Reporting and Data System)**

Категория	Оценка образования	Комментарий
0	Неполная	Изображения не содержат достаточной информации для определенного заключения. Необходимо получение новых изображений.
1	Негативная	Патологические изменения не выявлены. Ситуация не требует комментария. Показано рутинное наблюдение.
2	Доброкачественная	Ситуация оценивается как доброкачественная. Показано рутинное наблюдение
3	Вероятно доброкачественная	Отмечены признаки, свидетельствующие о высокой вероятности доброкачественного процесса (>98%), однако рекомендуется повторное исследование через 6 мес.
4	Вероятно недоброкачественная	Характерные признаки рака не выявлены, но вероятность рака существует (3 to 94%). Показана биопсия.
5	Высокая вероятность злокачественного процесса	Вероятность рака наиболее высока (>95%) и требует активных действий
6	Подтвержденный на биопсии злокачественный процесс	Ситуация не требует комментария

дает основание, успокоив себя и пациентку, перевести категорию в BIRADS 2, тогда как при выявлении зон высокой упругости (красные зоны) — в BIRADS 4 и с полной уверенностью рекомендовать биопсию и дальнейшие активные действия.

Следует добавить, что при оценке цветовых SWE эластограмм нами был описан интересный феномен (рис. 9) отсутствия цветового картирования основной массы злокачественной опухоли при наличии яркого желтого или красного неравномерного окрашивания различной выраженности ее периферических отделов [16]. Объяснение возникновения подобных "черных дыр" в доступной литературе нам встретить не удалось. Возможной причиной, по нашему мнению, является наличие десмопластической реакции с формированием коллагенового барьера по периферии опухоли, вызывающего либо отражение, либо поглощение сдвиговых волны. Тем не менее, это признак является весьма характерным для раковой опухоли.

При SWE эластометрии новообразований молочных желез исследователи отмечают значительное превышение упругости злокачественных новообразований (146,6 kPa) по сравнению с доброкачественными (45,3 kPa). Интересной и характерной особенностью стали нулевые показатели упругости содержимого у простых кист [17].

Убедительные данные были получены при исследовании щитовидной железы с помощью SWE. Средняя упругость в злокачественных новообразованиях (150 kPa) была значительно выше, чем в доброкачественных (36 kPa) [18]. Отечественные специалисты подчеркивают перспективность применения SWE для выявления злокачественных новообразований щитовидной железы на ранних стадиях развития [19].

По нашим данным достаточно эффективной оказалась SWE при исследовании пациентов с фиброзом и новообразованиями печени (рис. 10) [16]. Перспективными являются исследования по эластометрии предстательной железы, почек, костно-мышечной системы, матки [20].

Первые успешные шаги сделали и специалисты, использовавшие эластографию сдвиговой волны УЗ системы ULTIMA (Радмир, Украина) [21]

Таким образом, к настоящему времени в мировой практике накоплен заметный клинический опыт использования эластографии сдвиговой волны. Несомненным ее достоинством является возможность получения абсолютных цифровых значений упругости различных органов и тканей в норме и при патологических состояниях в сочетании с высокой воспроизводимостью метода [22].

\*\*\*

В заключение следует отметить, что третий ультразвуковой метод представляет собой молодую, но быстро развивающуюся технологию. Эластографию, безусловно, ожидает большое будущее, а проблемы, с которыми она сталкивается в настоящее время, вполне сопоставимы с теми, которые в первые годы были и у доплерографии.

*ЛИТЕРАТУРА*

1. Ophir J. et all., *Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues / Ultrasonic Imaging, 1991, 13, 111-34.*
2. Itoh A. et all., *Breast Disease: Clinical Application of US Elastography for Diagnosis / Radiology, 2006, V. 239, N2, 341-350*
3. Chang J. et all., *Breast Mass Evaluation: Factors Influencing the Quality of US Elastography / Radiology, 2011, 259, 59-64.*
4. Kummel T. et all., *Improved differentiation of 300 breast lesions using real-time elastography / Journal of Clinical Oncology, 2006. — V. 24, N. 18S, 106-08.*
5. Navarro B. et all., *Role of Elastography in the Assessment of*

Breast Lesions: Preliminary Results / JUM, 2011. — v. 30. — N 3. — 313-321

6. Cochlin D. Эластография предстательной железы в выявлении рака простаты, Университетская клиника Уэльса, Великобритания [http://www.toshiba.net.ua/!\\_attachments/images/1366b.pdf](http://www.toshiba.net.ua/!_attachments/images/1366b.pdf)

7. Morikawa H. et all., Real-time tissue elastography as a tool for the noninvasive assessment of liver in patients with chronic hepatitis C / J Gastroenterol. 2011, 46(3), 350-8

8. Gheonea D. et all., Real-time sono-elastography in the diagnosis of diffuse liver diseases / World J. Gastroenterol., 2010, 16(14), 1720-1726.

9. Lyschik A., et all., Thyroid Gland Tumor Diagnosis at US Elastography / Radiology, V. 237, N 1, 202-211.

10. Sandrin L. et all., Transient elastography: A new non-invasive method for assessment of hepatic fibrosis / Ultrasound Med. Biol., 2003, 29, 1705-1713.

11. Kircheis G. et all., Evaluation of acoustic radiation force impulse imaging for determination of liver stiffness using transient elastography as a reference / World J. Gastroenterol., 2012, 14, 18(10), 1077-1084

12. Shuang-Ming T., et all, Usefulness of acoustic radiation force impulse imaging in the differential diagnosis of benign and malignant liver lesions / Acad. Radiol., 2011, 18(7), 810-5

13. Bai M. Et all., Virtual touch tissue quantification using acoustic radiation force impulse technology: initial clinical experience with solid breast masses / J. Ultrasound Med., 2012, 31, 2, 289-94.

14. Gu J. et all., Preliminary study on the diagnostic value of acoustic radiation force impulse technology for differentiat-

ing between benign and malignant thyroid nodules / J. Ultrasound. Med., 2012, 31(5), 63-71.

15. SuperSonic Imagine Reports: Validation of Clinical Benefits of ShearWave™ Elastography, Demonstrating Increased Performance in Breast Cancer Diagnosis. Press release 5.03.2011, European Congress of Radiology (Vienna)

16. Постнова Н. А. и соавт., Эластография сдвиговой волны: возможности дифференциальной диагностики очаговых и диффузных изменений различных органов и тканей / Вестник рентгенологии и радиологии № 2, 2011, 29-34.

17. Athanasiou A. et all., Breast Lesions: Quantitative Elastography with Supersonic Shear Imaging-Preliminary Results / Radiology, 2010. — V. 256. — N 1. — p. 297-303.

18. Sebag F. Et all., Shear wave elastography: a new ultrasound imaging mode for the differential diagnosis of benign and malignant thyroid nodules / J clin. Endocrin. Metab., 2010, 95, 5281-8.

19. Поморцев А. В. и соавт., Возможности эластографии сдвиговой волны в дифференциальной диагностике очаговой патологии щитовидной железы / Лучевая диагностика и терапия, 2011, 3, 60-66

20. Митьков В.В. и соавт., Количественная оценка эластичности миомерия в норме / Ультразвуковая и функциональная диагностика 2011, 5, 14 — 16.

21. Лінська Г.В. и др., Жорсткість паренхіми печінки в режимі зсувної еластографії та стан печінкової гемодинаміки при хворобі вільсона-коновалова.

22. Митьков В.В. и соавт., Оценка воспроизводимости результатов количественной ультразвуковой эластографии / Ультразвуковая и функциональная диагностика, 2011, 2, 115-120.

## НОВІ КНИГИ

**Лазар Д.А., Мечев Д.С., Розуменко В.Д., Чеботарьова Т.І**

Променева терапія пухлин головного мозку — К.: Телеоптик, 2010. — 190 с.

**Автори:** доктор мед. наук, професор **Д.А. Лазар**, доктор мед. наук, професор **Д.С. Мечев**, доктор мед. наук, професор **В.Д. Розуменко**, кандидат мед. наук, доцент **Т.І. Чеботарьова**

**Рецензенти:** завідувач кафедри радіології та радіаційної медицини Національного медичного університету імені О.О. Богомольця, доктор мед. наук, професор **М.М. Ткаченко**; керівник відділу променевої терапії Національного інституту раку доктор мед. наук, професор **В.С. Іванкова**.

В монографії висвітлені основні дані відносно епідеміології, класифікації пухлин головного мозку, описана клінічна симптоматика та сучасні методи діагностики і лікування. Особлива увага приділена новітнім методам та методикам променевої терапії й хірургії пухлин головного мозку залежно від гістологічної форми новоутворень, їх радіобіологічних особливостей та локалізації. Описані питання хіміотерапії та супровідної терапії злоякісних пухлин головного мозку. Матеріали монографії базуються на результатах власних досліджень та на даних вітчизняної і світової літератури.

Монографія розрахована на радіологів, нейрохірургів, онкологів, лікарів загальної практики, слухачів академій, інститутів та факультетів післядипломної освіти.

**Рекомендовано до видання Вченою радою Національної медичної академії післядипломної освіти імені П.Л. Шупика (протокол № 4 від 18.04. 2009 р.).**

**Друкується згідно з свідоцтвом про внесення академії до державного реєстру видавництв (серія ДК, № 1337).**

Замовити книги можна за телефоном: +38044 587-55-70, +38044 503-04-39

