

ОСОБЕННОСТИ МЕТОДА ДИСТАНЦИОННОЙ АКУСТИЧЕСКОЙ ПАЛЬПАЦИИ В ДИАГНОСТИКЕ ДИФФУЗНЫХ ПОРАЖЕНИЙ ПЕЧЕНИ

Е.В. Полищук, Б.А. Тарасюк, Н.Н. Колотилов, А.И. Марусенко,
А.В. Ханенко, А.А. Красюк, Т.А. Глобенко, В.Ф. Коробко, С.В. Луценко
ГУ "Научно-практический центр лучевой диагностики" АМН Украины
ГП "АТ НДИРИ" "РАДМИР"
Украинская военно-медицинская академия

Ранняя диагностика хронических диффузных заболеваний печени по-прежнему остается одной из актуальнейших проблем медицины. Значительная распространенность хронических вирусных гепатитов и токсических гепатопатий, исходом которых является часто цирроз печени, стимулирует поиск новых методов диагностики ранних стадий развития фиброза паренхимы печени, прогнозирования развития патологического процесса [4].

Рутинным референтным методом в диагностике и определении стадий хронического гепатита и цирроза является пункционная биопсия печени. Однако метод имеет недостатки: ошибки в получении образцов ткани, вариабельность гистологической картины, определенную субъективность в оценке гистологических изменений. Проведение манипуляции забора ткани ограничено рядом противопоказаний (желтуха, изменения со стороны свертывающей системы крови и проч.) [5, 7—9].

Интенсивно осваиваются ультразвуковые методики неинвазивного измерения эластичных характеристик тканей организма — эластографии и эластометрии. Принцип — измерение степени деформации паренхимы здоровой и пораженной ткани органа под воздействием механической волны (акустическая пальпация) [5, 8—10].

Эластичность — способность ткани испытывать значительные упругие деформации без разрушения при сравнительно небольшой действующей силе.

В основе метода лежит: кроме определения разницы в степени деформации паренхимы здоровой и пораженной ткани органа под воздействием механической волны, определяется еще один параметр — скорость распространения сдвиговой волны, который возникает в результате пальпации ткани силой радиационного давления ультразвукового импульса и распространяется радиально от направления воздействия давления. Это позволяет рассчитывать плотность ткани не по одному, а по двум параметрам, что повышает достоверность и точность измерений [1, 2, 6—12].

Дистанционная акустическая пальпация позволяет с более высокой степенью достоверности су-

дить об эластичных свойствах среды распространения волны.

Материалы и методы

Был обследован 21 больной с хроническим гепатитом с переходом в цирроз печени, диагноз у которого подтвержден интраоперационно, и 19 больных с жировым гепатозом (диагноз подтвержден результатами клинико-лабораторных исследований).

Контрольную группу составляли 40 практически здоровых пациентов, у которых в анамнезе не было данных о перенесенном гепатите. Исследования выполнялись в соответствии с правилами и принципами биоэтики: больные были ознакомлены с содержанием диагностических и лечебных процедур и подписали форму "Информированного согласия" в качестве испытуемых.

Исследование проводили на ультразвуковом сканере ULTIMA (ДП "АТ НДИРИ" "РАДМИР", Харьков, Украина). Для исследования использовался датчик 7,5 мГц. Показатели эластографии печени регистрировались в нескольких участках видимой печеночной паренхимы. В среднем регистрируется 3—4 эластограммы в левой доле печени и 6—7 эластограмм в правой доле. При этом предпочтительнее выбирать наиболее поверхностные участки (прямо под глиссоновой капсулой) для достижения наименьшего затухания ударной волны и области, отдаленные от диафрагмы и крупных артериальных сосудов (для нивелирования физиологической деформации ткани печени в процессах сокращения сердца и пульсации крупных сосудов). Поэтому показатели снимаются преимущественно в 3, 5 и 6 сегментах печени. Для уменьшения артефактов исследование проводится при задержке дыхания.

Корректными считаются эластограммы, в которых четко дифференцируются зубцы S_1 и S_2 и отсутствуют осцилляции.

В среднем на регистрацию одной эластограммы требуется 15—20 секунд. На всю процедуру эластографического обследования печени затрачивается 8—10 минут.

Для оценки эластичности ткани использовались модуль сдвиговой жесткости, скорость сдвиговой волны, величина продольной деформации, вели-

чина поперечної деформації, время распространения упругой волны в паренхиме.

Иллюстрация алгоритма измерения показателей эластичности выполнена на модели подкожно-жировой клетчатке больного (рис. 1—3). Основным параметром в оценке жесткости является модуль сдвиговой жесткости M . Чем больше M — тем больше плотность ткани ρ . Модуль сдвиговой жесткости M рассчитывается по скорости сдвиговой волны St :

$$M = St^2 \cdot \rho.$$

Причиной возникновения сдвиговой волны является пальпация ткани силой радиационного давления ультразвукового импульса. Пальпация производится по направлению левого маркера 2 (рис.1). Сдвиговая волна распространяется радиально от направления левого маркера.

Скорость сдвиговой волны St определяется по времени запаздывания максимума смещения относительно момента пальпации. Скорость сдвиговой волны St оценивается с использованием кривой оранжевого цвета 6 (рис.1), которая отражает смещение ткани вдоль правого маркера 1. Правый маркер смещен относительно левого на известное, заранее установленное расстояние. В данном варианте программы оптимальная величина смещения равна 4 мм. Формула расчета $St = L / T$, где L — расстояние смещения правого маркера относительно левого, T — время запаздывания смещения. Для измерения St оранжевый и голубой маркеры (рис.1) устанавливаются в точки максимального смещения кривых оранжевого и голубого цветов соответственно.

Параметр S_2 показывает смещение ткани по направлению измерительного маркера оранжевого цвета. Временную зависимость смещения ткани по направлению от оси импульса пальпации к правому маркеру отображает кривая оранжевого цвета (рис.1).

Локальным параметром при оценке жесткости ткани является максимальное смещение по направлению импульса пальпации. Временную зависимость смещения по направлению импульса пальпации отображает кривая голубого цвета (рис.1).

Параметр S_1 показывает величину смещения на кривой по месту измерительного маркера голубого цвета 3 (рис.1).

Для определения максимального смещения непосредственно после импульса пальпации необходимо установить измерительный маркер голубого цвета на M -изображении на видимый максимум смещения кривой, который находится вблизи левого края изображения. Чем смещение больше — тем жесткость меньше (рис. 2,3).

Кроме эластичности ткани, сильное влияние на этот параметр оказывает сила радиационного давления, затухание ультразвукового импульса и вязкость ткани. Статистическая обработка количественных показателей проводилась с помощью методов вариационной статистики на основе пакета программ "Statgraphics" версии 3,0 (США).

Результаты исследования. Результаты измерений представлены в таблице.

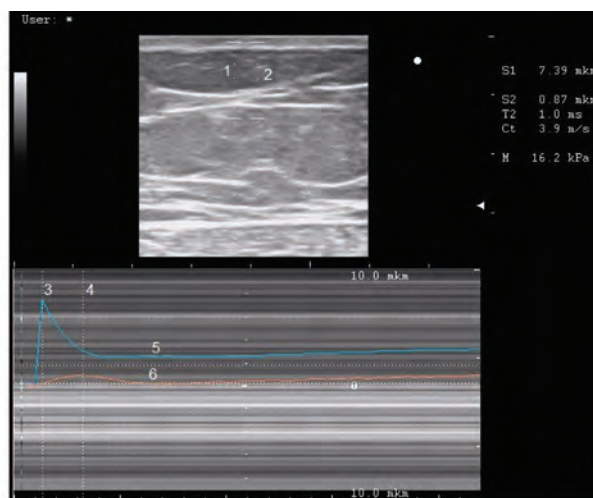


Рис. 1. Подкожно-жировая клетчатка (ЦВЕТ); 1 — правый маркер пальпации; 2 — левый маркер пальпации; 3 — измерительный маркер голубого цвета; 4 — измерительный маркер оранжевого цвета; 5 — временная зависимость смещения по направлению импульса пальпации (маркер голубого цвета); 6 — временная зависимость смещения ткани по направлению от оси импульса пальпации к правому маркеру (маркер оранжевого цвета)

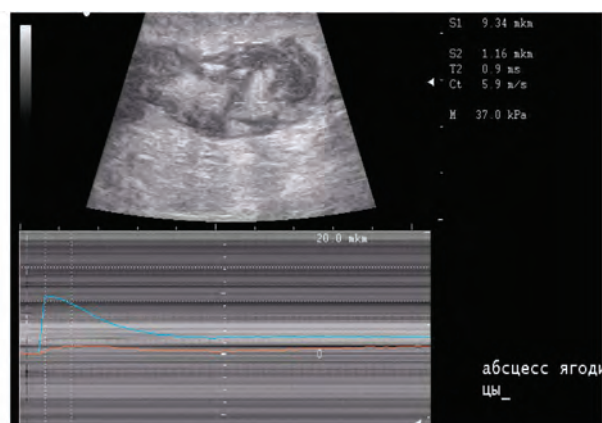


Рис. 2. Абсцесс подкожно-жировой клетчатки

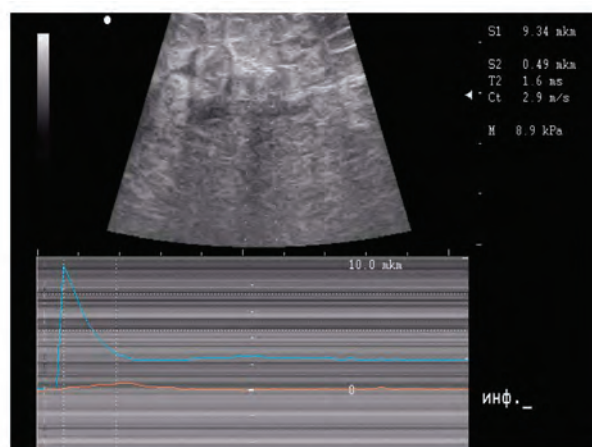


Рис. 3. Воспалительный инфильтрат подкожно-жировой клетчатки

Таблиця

Эластографические характеристики печени

Нозологические формы	S_1 , мкм	S_2 , мкм	T_2 , с	St , м/с	M , кПа
Практически здоровая печень (n=40)	5,93±0,49	2,03±0,15	0,49±0,04	9,50 ± 0,62	136,43±10,76
Цирроз (n=21)	4,56±0,38	1,75 ± 0,13	0,30 ± 0,03	12,40± 0,57	186,10±11,32
Жировой гепатоз (n=19)	4,96±0,42	2,20± 0,19	0,79 ± 0,05	9,33 ± 0,49	89,90±8,86

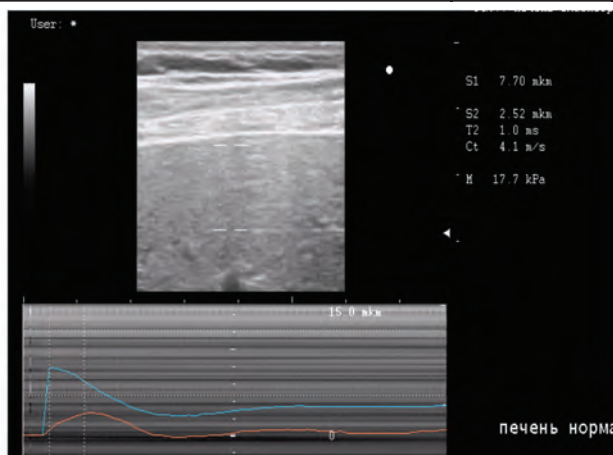


Рис. 4. Эластограмма нормальной печени

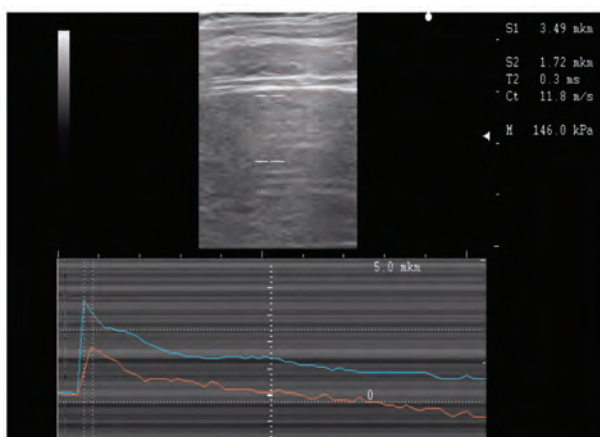


Рис. 5. Эластограмма при циррозе печени

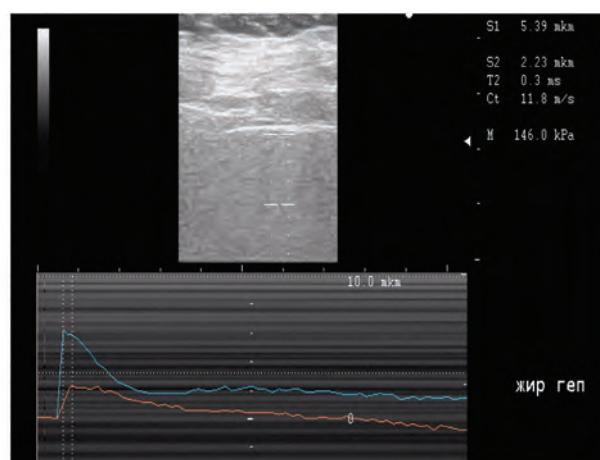


Рис. 6. Эластограмма при жировом гепатозе

Для сравнения показателей эластографии у здоровых пациентов (рис. 4) и больных хроническими диффузными поражениями печени (рис. 5, 6) использовали показатель продольной деформации S_1 как наиболее объективный и операторонезависимый (рис. 7—9).

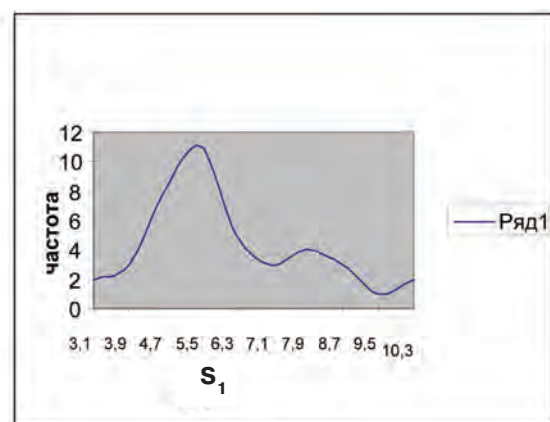


Рис. 7. Частота S_1 при нормальной печени

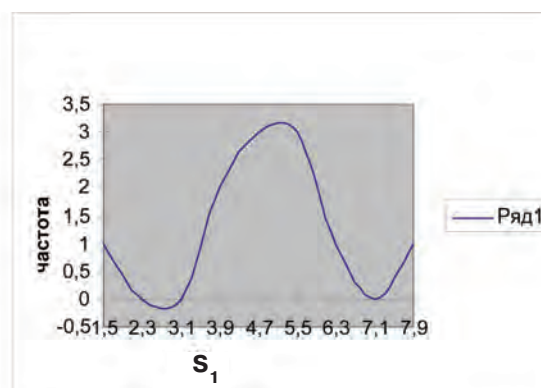


Рис. 8. Частота S_1 при циррозе печени

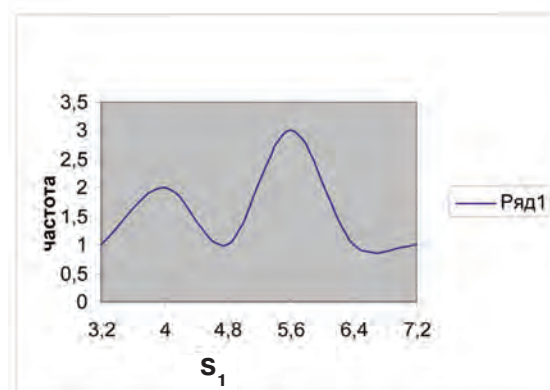


Рис. 9. Частота S_1 при жировом гепатозе

Результаты сравнения средних показателей S_1 позволяют отметить более высокую эластичность здоровой паренхимы печени по сравнению с пораженной, но только у здоровых и больных циррозом печени эти различия были статистически значимыми.

При эластографии в лабораторных условиях *in vitro* используется статическая модель изучаемой среды. В клинике же в случае *in vivo* условия измерения несколько иные. Во-первых, под влиянием дыхательной экскурсии и пульсации близлежащих артериальных сосудов и сердца отмечается деформация тканей и паренхимы органов. Особенно это выражено в участках печени, прилегающих к диафрагме. Такая физиологическая деформация тканей может значительно исказить показатели эластографии. Во-вторых, чрезмерно развитая подкожно-жировая клетчатка поглощает значительную часть энергии ударной волны датчика, что приводит к резкому снижению амплитуды первичной и вторичной деформации и затрудняет регистрацию показателей. Поэтому необходима высокая мощность ударной волны, инициирующей деформацию паренхимы органов. Энергия ударной волны должна нивелировать физиологическую деформацию тканей и преодолеть амортизационные свойства клетчатки, но в то же время не вызывать патологических изменений в органах и неприятных субъективных ощущений во время проведения диагностической процедуры.

Определена диагностическая эффективность эластографии при циррозе печени: чувствительность — 90 %, специфичность — 53 %, точность — 61 %.

Выводы. Показана возможность идентификации диффузных заболеваний печени по количественным характеристикам эластичности печени: модулю сдвиговой жесткости, скорости сдвиговой волны, величине продольной деформации, величине поперечной деформации, времени распространения упругой волны в паренхиме.

ЛИТЕРАТУРА

1. Баранник Е.А., Гирнык С.А., Баранник А.Е., Толстолужский Д.А., Товстяк В.В. Новые методы неинвазивной ультразвуковой диагностики тканей при помощи импульсных сдвиговых деформаций // Вісник Харківського національного університету. Біофіз. вісн. — 2002. — Вип. 1(10). — С. 106—113.
2. Баранник Е.А. Зависимость локальных импульсных сдвиговых возбуждений в мягких тканях от их вязкоупругих свойств // Вісник Харківського національного університету. Біофіз. вісн. — 2002. — Вип. 2(11). — С. 90—100.

3. Гуч А.А., Дынник О.Б., Сухарев И.И., Вовченко А.Я., Кориченский А.Н. Этюды современной ультразвуковой диагностики. — К.: Укрмед, 2000. — 192 с.

4. Исаков В.А. Как определить выраженность фиброза печени и зачем? // Клиническая гастроэнтерология и гепатология. — 2008. — № 2. — С. 72—75.

5. Коновалова О.Н. Неинвазивная инструментальная диагностика фиброза печени при хронических гепатитах В и С: Автореф. дис. ... канд. мед. наук: 14.01.28 / ММА. — М., 2009. — 24 с.

6. Руденко О.В., Сарвазян А.П. Нелинейная акустика и биомедицинские приложения // Биомедицинская радиоэлектроника. — 2000. — N3. — С. 6—19.

7. Сковорода А.П., Сарвазян А.П. Определение вязкоупругих сдвиговых характеристик среды по ее отклику на фокусированное ультразвуковое нагружение // Биофизика. — 1999. — Т. 44, N2. — С. 325—329.

8. Duck F.A. *Physical properties of tissue: A comprehensive reference book.* — London: Academic Press, 1990.

7. Friedrich-Rust M., Ong Mei-Fang, Herrmann E., Dries V, Samaras P., Zeuzem S., Sarrazin C. Real-Time Elastography for Noninvasive Assessment of Liver Fibrosis in Chronic Viral Hepatitis // AJR. — 2007. — 188. — 758—764.

8. Nightingale K., Nightingale R., Palmery M., Trahey G. A finite element model of remote palpation of breast lesions using radiation force: factors affecting tissue displacement // Ultrason. Imaging. — 2000. — V. 22, N1. — P. 35—54.

9. Rebecca C. Booij, Paul L. Carson, Matthew O'Donnell, Michael S. Richards, Jonathan M. Rubin. Diagnosing Cysts With Correlation Coefficient Images From 2-Dimensional Freehand Elastography // J Ultrasound Med 26 2007. — 1201—1207.

10. Sarvazyan A.P., Rudenko O.V., Swanson S.D., Fowlkes J.B., Emelianov S.Y. Shear Wave Elasticity Imaging: a new ultrasonic technology of medical diagnostics // Ultrasound Med. Biol. — 1998. — V. 24, N9. — P. 1419—1435.

РЕЗЮМЕ. Викладена методика обстеження хворих з дифузними ураженнями печінки методом дистанційної акустичної пальпації. Дослідження проводили на ультразвуковому сканері ULTIMA (ДП "АТ НДІРІ" "РАДМИР", Харків, Україна) з програмним забезпеченням дистанційної пальпації. Використовувався датчик 7,5 МГц. Були обстежені хворі з жировим гепатозом та циррозом печінки, а також контрольна група здорових пацієнтів. Наведені результати обстежень. Викладені висновки щодо результативності методу та умов його використання.

SUMMARY. For the liver ultrasound elastography evaluation 21 patient with chronic hepatitis/cirrhosis, 19— with fatty liver hepatosis and 40 healthy have been involved. Ultrasound device ULTIMA (Kharkiv, Ukraine) with 7,5 MHz transducer have been used for the liver examinations of tissue density. The liver stiff have been provided in 3-4 points on the left liver lobe and on 6-7 — on the right. In the result of evaluation different types of stiffen curves which characterized different diffused diseases have been registered.