ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1513

Крутизна дисперсии скорости сдвиговых волн (SWDS) – новый параметр ультразвуковой диагностики воспалительных изменений в печени

© **Зыкин Б.И., Ионова Е.А., Аносова Т.А.***

ФГБУ "Государственный научный центр Российской Федерации – Федеральный медицинский биофизический центр имени А.И. Бурназяна" ФМБА России; 123098 Москва, ул. Живописная, д. 46, Российская Федерация

Введение. Одной из наиболее актуальных проблем ультразвуковой сдвиговой эластометрии печени является отсутствие отчетливых цифровых дифференциально-диагностических критериев наличия и выраженности фиброза при воспалении.

Цель исследования: оценить возможность нового ультразвукового параметра – крутизны дисперсии скорости сдвиговых волн (shear wave dispersion slope, SWDS) в решении этой проблемы.

Материал и методы. Обследовано 166 пациентов с различной патологией печени. В зависимости от отсутствия или наличия фиброза, а также воспалительных изменений в печени (по данным биопсии и серологических исследований крови) обследованные разделены на 3 группы. Контрольная группа состояла из 10 здоровых доноров. Измерения скорости сдвиговых волн (SWS), крутизны дисперсии скорости сдвиговых волн (SWDS) и оценку аттенуации ультразвука (ATI) в печени проводили на ультразвуковой диагностической системе Canon Medical Aplio i800 (Токио, Япония) с помощью стандартного конвексного преобразователя 1–8 МГц.

Результаты. Показатели SWS, SWDS и ATI (медиана и 95% ДИ) в контрольной группе составили 1,2 (1,1–1,6) м/с, 10,1 (9,7–14,3) м/с/кГц и 0,54 (0,41–0,63) дБ/см/МГц соответственно. Исследование основной группы показало, что между SWS и SWDS существует тесная корреляция (Spearman's rho = 0,74). При этом у пациентов группы с воспалением имели место достоверно ($p < 0,01$) более высокие значения SWDS по сравнению с контрольной группой и группой без воспаления –16,4 (15,3–17,9) м/с/кГц против 10,1 (1,7–14,3) м/с/кГц и 12,7 (12,1–14,3) м/с/кГц соответственно. У больных подгруппы с фиброзом, но без воспаления, также было отмечено достоверное ($p < 0,01$) повышение SWDS с 12,0 (11,4–12,8) м/с/кГц при F0–1 до 16,5 (12,9–20,3) м/с/кГц при F3–4 по METAВИР.

Заключение. Использование абсолютных значений SWDS не способствовало достижению цели настоящего исследования – обнаружению отчетливых критериев дифференциальной диагностики наличия и выраженности фиброза печени у больных с гепатитом. Тем не менее результаты исследования дают основание сделать достаточно уверенное заключение о том, что оценка взаимотношений SWDS и SWS с помощью формулы бинарной логистической регрессии (logit(p) = 0, 4152 SWDS (м/с/кГц) – 0,1344 SWS (м/с) – 6,5115) может стать ценным дополнительным методом ультразвуковой диагностики воспалительных изменений в печени.

Ключевые слова: фиброз печени; воспаление печени; скорость сдвиговых волн (SWS) в печени; дисперсия скорости сдвиговых волн (SWDS) в печени

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Зыкин Б.И., Ионова Е.А., Аносова Т.А. Крутизна дисперсии скорости сдвиговых волн (SWDS) – новый параметр ультразвуковой диагностики воспалительных изменений в печени. *Медицинская визуализация.* 2025; 29 (1): 41–50. https://doi.org/10.24835/1607-0763-1513

Поступила в редакцию: 04.11.2024. **Принята к печати:** 29.11.2024. **Опубликована online:** 14.02.2025.

Shear-Wave Dispersion Slope (SWDS) is a new ultrasound parameter to detect liver inflammation

© **Boris I. Zykin, Elena A. Ionova, Tatyana A. Anosova***

Federal Medical Biophysical Center named after A.I. Burnazyan Russia's Federal Medical-Biological Agency;
46, Zhivopishaya str., Moscow 123098, Russian Federation

Background: one of the most pressing problems of ultrasound shear wave elastometry of the liver is the lack of distinct digital differential diagnostic criteria for the presence and severity of fibrosis in inflammation.

Purpose. To evaluate the possibility of a new ultrasonic parameter – the shear wave dispersion slope (SWDS) in solving this problem.

Materials and methods. 156 patients with various liver pathologies were examined. Depending on the absence or presence of fibrosis, as well as inflammatory changes in the liver (according to biopsy and serological blood tests), the examined patients were divided into three groups. The control group consisted of 10 healthy donors. Measurements of the shear wave velocity (SWS), shear wave dispersion slope (SWDS) and the assessment of ultrasound attenuation (ATI) in the liver were performed using the Canon Medical Aplio i800 ultrasound diagnostic system (Tokyo, Japan) using a standard convex transducer.

Results. The indicators of SWS, SWDS and ATI (Median and 95% CI) in the control group were Me 1.2 (95% CI 1.1–1.6) m/s, Me 10.1 (95% CI 9.7–14.3) m/s/kHz and Me 0.54 (95% CI 0.41–0.63) dB/cm/MHz, respectively. The study of the main group showed that there is a close correlation between SWS and SWDS (Spearman's rho = 0.74). At the same time, patients in the subgroup with inflammation had significantly ($p < 0.01$) higher SWDS values compared with the control group and the subgroup without inflammation – Me 16.4 (95% CI 15.3–17.9) m/s/kHz versus Me 10.1 (95% CI 9.7–14.3) m/s/kHz and Me 12.7 (95%CI 12.1–14.3) m/s/kHz. In patients of the subgroup with fibrosis, but without inflammation, there was also a significant ($p < 0.01$) increase in SWDS from Me 12,0 (95% CI 11.4–12.8) m/s/kHz at F0-1 to Me 16,5 (95% CI 12.9–20.3) m/s/kHz at F3–4 METAVIR.

Conclusion. The use of absolute SWDS values did not contribute to the achievement of the purpose of this study – the detection of criteria for the differential diagnosis of the presence and severity of liver fibrosis in patients with hepatitis. Nevertheless, the results of the study provide grounds for making a fairly confident conclusion that the assessment of the relationship between SWDS and SWS using the binary logistic regression formula (logit(p) = 0, 4152 SWDS (м/с/кГц) – 0,1344 SWS (м/с) – 6,5115) can become a valuable additional method for ultrasound diagnostics of inflammatory changes in the liver.

Keywords: liver fibrosis; inflammation of the liver; the velocity of shear waves (SWS) in the liver; the dispersion slope of shear wave velocity (SWDS) in the liver

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Zykin B.I., Ionova E.A., Anosova T.A. Shear-Wave Dispersion Slope (SWDS) is a new ultrasound parameter to detect liver inflammation. *Medical Visualization.* 2025; 29 (1): 41–50.
https://doi.org/10.24835/1607-0763-1513

Received: 04.11.2024. **Accepted for publication:** 29.11.2024. **Published online:** 14.02.2025.

Введение

Относительно недавно в ультразвуковой эластографии появился новый диагностический параметр – дисперсия скорости сдвиговых волн (shear wave dispersion, SWD) [1–3]. Эта новая методика стала продолжением развития метода сдвиговой эластографии, уже получившей достаточное распространение [4], однако она в определенной степени изменила наше представление о биофизической основе метода.

Большинству из тех, кто занимается ультразвуковой сдвиговой эластометрией печени, хорошо знакома формула, в которой скорость сдвиговых волн (SWS) определяется только модулем сдвига при постоянстве плотности (рис. 1а). Но, возможно, не все специалисты отчетливо представляют, что эта формула “работает” только в упругих тканях и что печень к числу таковых не относится. На самом деле ткань печени не упругая, а вязкоупругая. Поэтому SWS в печени должна оцениваться с помощью значительно более сложной формулы (рис. 1б), в которой скорость зависит не только от модуля сдвига и плотности, но и от собственной частоты и вязкости [2, 5].

Из этого следует, что показатель упругости, который выводится на экране ультразвуковых

а $$C \approx \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$$

б $$C = \sqrt{\frac{2(\mu^2+\omega^2\cdot\eta^2)}{\rho(\mu+\sqrt{\mu^2+\omega^2\cdot\eta^2})}}$$

Рис. 1. Формулы оценки скорости (C) сдвиговых волн. **а** – упрощенная; **б** – реальная, в которых μ – модуль сдвига, ρ – плотность, ω – частота СВ и η – вязкость среды (по Zheng Y. и соавт., 2013 [5]).

Fig.1. Formulas for estimating the velocity (C) of shear waves. a – simplified, б – real, in which μ is the shear modulus, ρ – the density, ω – the frequency of shear waves and η – the viscosity of the medium (according to Zheng Y. et al., 2013 [5]).

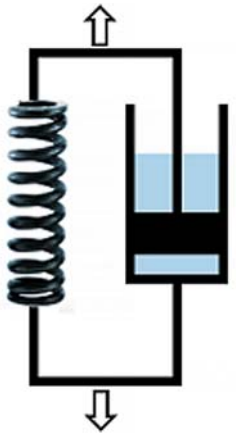

Рис. 2. Принципиальная схема модели Кельвина – Фогта (по Кристенсен Р., 1974 [6]).

Fig. 2. A schematic diagram of the Kelvin–Voigt model (according to Christensen R., 1974 [6]).

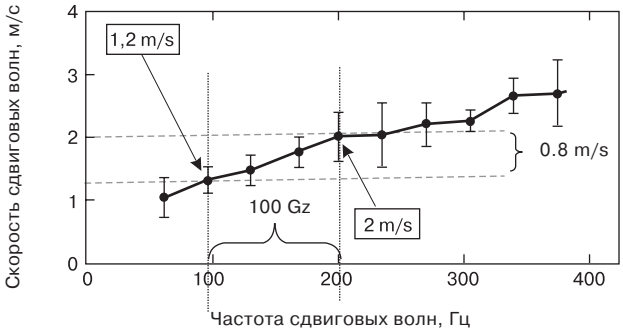

Рис. 3. Пример зависимости скорости сдвиговых волн в печени от ее собственной частоты (модиф. Deffieux T. и соавт., 2009 [9]).

Fig. 3. An example is the dependence of the frequancy of shear wave in the liver on its own frequency (modif. Deffieux T. et al., 2009 [9]).

диагностических систем, необходимо рассматривать как сумму оценки двух биофизических процессов – упругости и вязкости, сочетанной работы пружины и амортизатора, как в модели, которая носит имя Кельвина–Фогта [6] (рис. 2).

В этой модели по законам пружины (т.е. по законам упругости) работает статическая упругость соединительнотканного каркаса печени, а по законам амортизатора (по законам вязкости) живет динамическая упругость, определяемая давлением воды в тканях [7]. С клинической точки зрения статическая отчетливо связана с фиброзом, а динамическая – с воспалительным отеком тканей и/или наличием венозного стаза.

Наличие этих, очень часто одновременно протекающих патологических процессов создает значительную проблему в дифференциальной диагностике фиброза и воспаления. Добиться объективной оценки наличия и выраженности фиброза печени в условиях воспаления и/или венозного застоя до последнего времени можно было только с помощью редукции влияния последних (т.е. вязкости) после эффективной терапии [8].

Именно поэтому исследователи возлагают большие надежды на новый ультразвуковой эластографический параметр оценки вязкости – крутизну дисперсии скорости сдвиговых волн (shear wave dispersion slope, SWDS), измеряемую в м/с на 1 кГц [2].

Физически дисперсия скорости представляет собой зависимость скорости сдвиговой волны от собственной частоты. На рис. 3, например, показано, что при частоте 100 Гц SWS составляет 1,2 м/с, а при частоте 200 Гц – уже 2 м/с. Различие скоростей в 0,8 м/с и есть дисперсия, а крутизна дисперсии в этом примере – 0,8 м/с на 100 Гц (или, в пересчете, 8 м/с на 1 кГц). Благодаря широкополосной технологии подобный анализ производится многократно, n-раз, после чего высчитывается и выводится на экран среднее значение крутизны дисперсии в точке измерения.

Однако самое интересное (с точки зрения изучаемой в настоящем исследовании проблемы) заключается в том, что дисперсия и ее крутизна зависят еще и от вязкости: чем выше вязкость – тем выше значения крутизны дисперсии скорости сдвиговых волн (рис. 4).

Ряд авторов уже нашли отчетливую взаимосвязь между дисперсией SWS и выраженностью фиброза и воспалительных изменений в печени [3, 11–13]. Тем не менее есть публикации [11, 14], в которых SWDS не связывалась выраженностью фиброза (Spearman's rho = 0, 08) или воспалением (Pearson's correlation 0,27), а ее использование

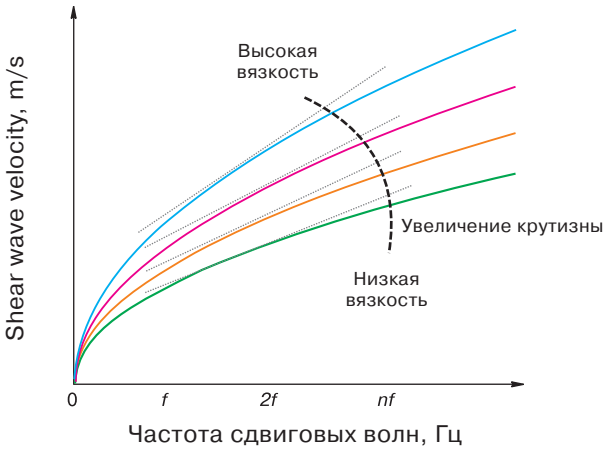

Рис. 4. Вариабельность скорости сдвиговых волн и ее дисперсии в зависимости от собственной частоты и вязкости среды (модиф. Garcovich M. и соавт., 2023) [10].

Fig. 4. Variability of shear wave velocity and its dispersion depending on the own frequency and viscosity of the medium (modif. Garcovich M. et al., 2023) [10].

в итоге никак не улучшало дифференциальную диагностику фиброза и воспаления печени.

Цель исследования: оценить возможности SWDS в дифференциальной диагностике фиброзных и воспалительных поражений печени.

Материал и методы

Общая характеристика обследованных

Все пациенты обследованы в отделении ультразвуковой диагностики ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. Бурназяна ФМБА России в период с января по май 2024 г. Общее число обследованных составило 166 человек.

Основная группа (n = 156) была представлена больными с циррозом печени, ожидавшими пересадку печени (n = 29), пациентами после пересадки (n = 91) и 36 больными с различной патологией печени (токсический гепатит, гепатит В, гепатит С, болезнь Вильсона–Коновалова). Из исследования были исключены пациенты с портальной гипертензией и выраженным стеатозом печени (показатель весоростового индекса в основной группе (медиана и 95% ДИ) составил 26, 0 (24,8–27,1). Не учитывались также возрастные и гендерные различия.

Больные с патологией печени были разделены в зависимости от отсутствия или наличия воспалительных изменений (по данным серологических исследований крови, табл. 1) на 2 группы. В 1-ю группу было включено 92 больных, во 2-ю – 64.

Из 1-й группы была выделена подгруппа с верифицированным фиброзом, состоявшая из 39 больных, у которых стадия фиброза была определена по результатам биопсии. Данные биохимического исследования крови в подгруппе представлены в табл. 1.

В контрольную группу включено 10 здоровых доноров (6 мужчин и 4 женщины) в возрасте от 19 до 60 лет перед родственной пересадкой. Весоростовой индекс в контрольной группе (медиана и 95% ДИ) составил 24,1 (22,8–25,1). Данные биохимического исследования крови доноров представлены в табл. 1.

Методы исследования печени

У всех 166 пациентов проведены измерения скорости (SWS) и крутизны дисперсии скорости сдвиговых волн (SWDS) в печени, а также показателя затухания ультразвука (ATI). Все исследования выполнены с использованием стандартного конвексного преобразователя 1–8 МГц на ультразвуковой диагностической системе Canon Medical Aplio i800 (Токио, Япония), оснащенной пакетом прикладных программ исследования печени (Liver Package).

Измерения скорости (SWS) проводились в соответствии с последним протоколом проведения сдвиговой эластографии печени, рекомендованным группой ведущих специалистов [15]. Исследование выполнялось строго натощак в положении пациента лежа на спине из интеркостального доступа в пятом–седьмом межреберье. Окно эластографии устанавливалось в бессосудистой зоне паренхимы правой доли на глубине около 5 см от апертуры преобразователя, вне зоны артефактов. Фиксацию изображения проводили при задержке пациентом дыхания в фазу неглубокого выдоха при условии качественно получаемой эластограммы.

Одномоментно на экране получали 4 изображения одной и той же области печени (рис. 5), на которых отображались: слева вверху (рис. 5а) – цветовое картирование скоростей сдвиговых волн; справа вверху (рис. 5б) – карта распространения фронта сдвиговых волн в режиме “propagation”; слева внизу (рис. 5в) – эхограмма печени; справа внизу (рис. 5в) – цветовое картирование дисперсии скоростей сдвиговых волн (рис. 5г).

На полученной эластограмме проводили только одно измерение скорости и дисперсии скорости сдвиговых волн. Регистрировалась медиана 10 измерений. Результаты измерений считались валидными, если отношение IQR/med не превышало 15%.

Таблица 1. Медиана и биохимические показатели крови в обследованных группах

Table 1. Median and 95% CI of biochemical blood parameters in the examined groups

Биохимические показатели Biochemical parameters	1-я группа group 1 (n = 92)	2-я группа group 2 (n = 64)	Подгруппа с фиброзом Subgroup with fibrosis (n = 39)	Контрольная группа Control group (n = 10)
	Me (95%CI)			
Альбумин, г/л Albumin, g/l	44.7 (43.6–46)	40.8 (39.1–42.4)	44.1 41–45.8)	46.9 (44.8–49.5)
Щелочная фосфатаза, Е/л Alkaline phosphatase, E/L	96.1 (89.4–106.0)	212.2 (186.1–313.3)	106 (90.4–124.9)	69. 9 (43.2–102.6)
Билирубин общий, мкмоль/л Total bilirubin, mmol/l	11.8 (10.2–14.3)	34.3 (21.6–43.9)	15.3 (10.7–24.1)	12.6 (9.9–14. 6)
Билирубин прямой, мкмоль/л Direct bilirubin, mmol/L	4.6 (3.8–5.6)	14.5 (10.5–31.2)	5.8 (4.2–8.1)	4.7 (3.5–7.2)
АЛТ, Е/л ALT, E/L	44.7 (43.6–46.3)	78.3 (60.3–107.5)	20.5 (15.8–23.6)	12.9 (7.6–20.7)
АСТ, Е/л AST, E/L	22.4 (20.4–25.5)	62.8 (53.9–88.8)	25.1 (20.8–29.6)	15.5 (12.4–24.5)
С-реактивный белок, мг/л C-reactive protein, mg/l	3.1 (2.1–4.2)	6.5 (3.6–10.7)	3.5 (1.9–6.3)	1.4 (0.3–4.1)
ГГТП, Е/л Gamma-GT, E/L	27.0 (23.2–32.0)	251.1 (75.8–378.3)	28 (23–35.6)	23.5 (12.8–50.1)

Примечание. 1. Различие между контрольной группой и группой 2: альбумин $p < 0,01$; щелочная фосфатаза $p < 0,01$; билирубин (общий) $p < 0,01$; билирубин (прямой) $p < 0,05$; АЛТ $p < 0,01$; АСТ $p < 0,01$; гамма-ГТП $p < 0,01$; С-реактивный белок $p < 0,01$.

2. Различие между группами 1 и 2: альбумин $p < 0,01$; щелочная фосфатаза $p < 0,01$, билирубин (общий) $p < 0,01$, билирубин (прямой) $p < 0,01$, АЛТ $p < 0,01$, АСТ $p < 0,01$; гамма-ГТП $p < 0,01$; С-реактивный белок $p < 0,05$.

Notes. 1. Difference between the control group and group 2: albumin $p<0.01$; alkaline phosphatase $p < 0.01$; bilirubin (total) $p < 0.01$; bilirubin (direct) $p < 0.05$; ALT $p < 0.001$; AST $p < 0.01$; Gamma-GT $p < 0.01$; C-reactive protein $p < 0.01$.

2. Difference between groups 1 and 2: albumin $p < 0.01$; alkaline phosphatase $p < 0.01$, bilirubin (total) $p < 0.01$, bilirubin (direct) $p < 0.01$, $p < 0.01$, $p < 0.01$; Gamma-GT $p < 0.01$; C-reactive protein $p < 0.05$.

Оценку коэффициента поглощения (аттенуации) ультразвука (ATI) проводили в соответствии с рекомендациями фирмы-производителя с определением медианы 5 измерений. Для получения корректных данных окно измерения поглощения ультразвуковых волн (в дБ/см/МГц) располагали в зоне цветовой стеатограммы, избегая артефактов и минимизируя попадание сосудистых структур, ориентируясь на профиль интенсивности и значения коэффициента детерминации R^2 (⩾0,9) (рис. 6).

Статистические инструменты

Анализ полученных данных осуществлялся с использованием программы MedCalc (v.7.4.4.1, Mariakerke, Бельгия). Общий статистический анализ проводили по методу Колмогорова–Смирнова. Поскольку предварительный анализ показал, что в некоторых группах имеет место неправильное распределение, в качестве основного инструмента была принята непараметрическая статистика с использованием медианы и 95% ДИ. Для сравнения групп использовали тест Манна–Уитни (U-test Mann–Whitney, unpaired data). Значимым считалось $p < 0,05$. При проверке тесноты связей между исследуемыми параметрами использовался коэффициент ранговой корреляции по Спирмену (Spearman's rho). Для изучения взаимоотношения показателей SWE и SWDS был применен регрессионный анализ.

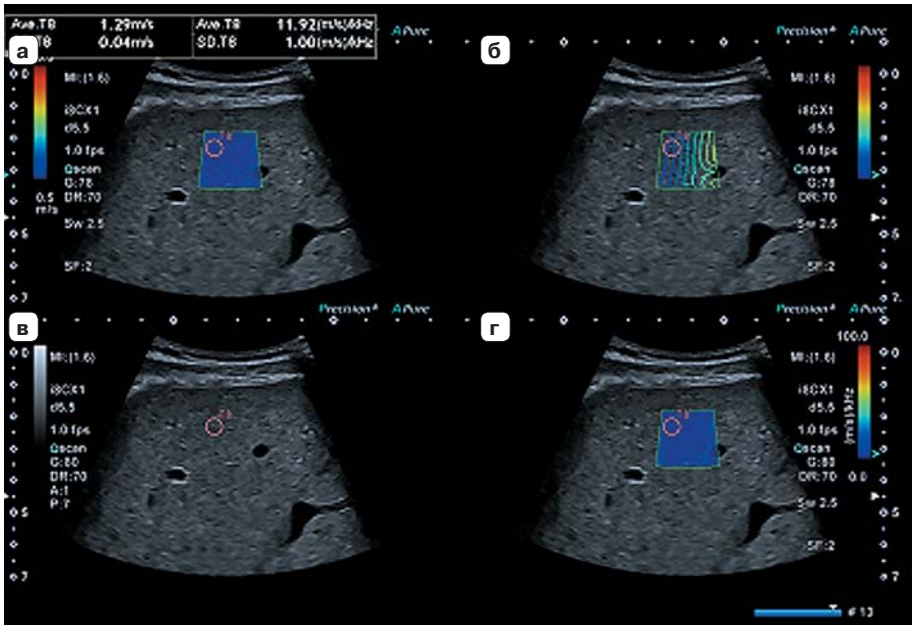

Рис. 5. Пример мультипараметрического эластографического изображения печени. **а** – цветовое картирование скоростей сдвиговых волн; **б** – карта распространения фронта сдвиговых волн в режиме “propagation”; **в** – эхограмма печени; **г** – цветовое картирование дисперсии скоростей сдвиговых волн.

Fig. 5. Example of multiparametric elastographic image of the liver. **а** – color mapping of shear wave velocities; **б** – map of the propagation of the shear wave front in the “propagation” mode; **в** – echogram of the liver; **г** – color mapping of the dispersion of shear wave velocities.

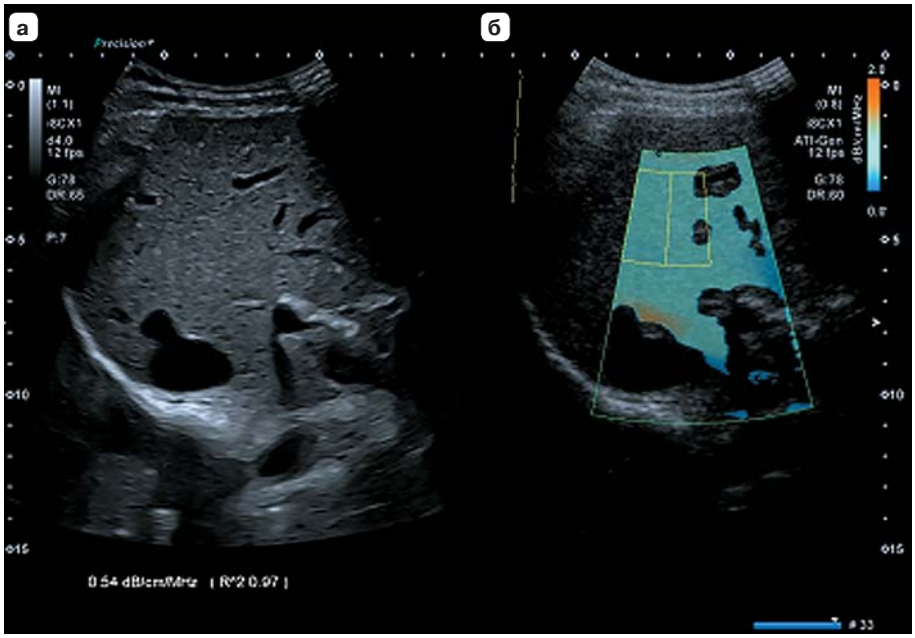

Рис. 6. Пример ультразвуковой стеатометрии печени. **а** – эхограмма печени; **б** – цветовая стеатограмма с окном измерения поглощения ультразвуковых волн.

Fig. 6. Example of ultrasound steatometry of the liver. **а** – echogram of the liver; **б** – color steatogram with a window for measuring the attenuation of ultrasound waves.

Таблица 2. Показатели SWS, SWDS и ATI в исследуемых группах

Table 2. SWS, SWDS and ATI indices in the examined groups

Показатели Indices	1-я группа Group 1 (n = 92)	2-я группа Group 2 (n = 64)	Подгруппа с фиброзом Subgroup with fibrosis (n = 39)		Контрольная группа Control group (n = 10)
			F0–1 (n = 27)	F3–4 (n = 12)	
			Me (95%CI)		
Скорость сдвиговых волн (SWS), м/с Shear wave velocity (SWS), m/s	1.4 (1.3–1.5)	1.8 (1.6–2.0)	1.3 (1.2–1.4)	2.1 (1.7–3.0)	1.2 (1.1–1.6)
Крутизна дисперсии скорости сдвиговых волн (SWDS), м/с/кГц Shear wave dispersion slope (SWDS), m/s/kHz	12.7 (12.1–14.3)	16.4 (15.3–17.9)	12.0 (11.4–12.8)	16.5 (12.9–20.3)	10.1 (9.7–14.3)
Коэффициент поглощения ультразвука (ATI), дБ/см/МГц Ultrasound Absorption Index (ATI), dB/cm/MHz	0.57 (0.54–0.59)	0.54 (0.52–0.56)	0.57 (0.52–0.61)	0.58 (0.54–0.65)	0.54 (0.41–0.63)

Примечание.

1) различие SWS между контрольной группой и группой 1: $p < 0,01$
2) различие SWS между контрольной группой и группой 2: $p < 0,001$
3) различие SWS между группами 1 и 2: $p < 0,01$
4) различие SWS между группами F0–1 и F3–4: $p < 0,01$
5) различие SWS между контрольной группой и подгруппой с фиброзом (F0–1): $p < 0,01$
6) различие SWS между контрольной группой и подгруппой с фиброзом (F3–4): $p < 0,01$
7) различие SWDS между контрольной группой и группой 1: $p < 0,01$
8) различие SWDS между контрольной группой и группой 2: $p < 0,001$
9) различие SWDS между группами 1 и 2: $p < 0,01$
10) различие SWDS между подгруппами F0–1 и F3–4: $p < 0,01$
11) различие SWDS между контрольной группой и подгруппой с фиброзом (F0–1): $p < 0,01$
12) различие SWDS между контрольной группой и подгруппой с фиброзом (F3–4): $p < 0,01$
13) различие ATI между контрольной группой и группой 1: $p > 0,05$
14) различие ATI между контрольной группой и группой 2: $p > 0,05$
15) различие ATI между группами 1 и 2: $p > 0,05$
16) различие ATI между подгруппами F0–1 и F3–4: $p > 0,05$
17) различие ATI между контрольной группой и подгруппой с фиброзом (F0–1): $p > 0,05$
18) различие ATI между контрольной группой и подгруппой с фиброзом (F3–4): $p > 0,05$

Notes.

1) difference between SWS control group and group 1: $p < 0.001$
2) difference between SWS control group and group 2: $p < 0\ 001$
3) difference between SWS groups 1 and 2: $p < 0.001$
4) difference between SWS subgroups F0–1 and F3–4: $p < 0.001$
5) difference between SWS control group and subgroup F0–1: $p < 0.01$
6) difference between SWS control group and subgroup F3–4: $p < 0.001$
7) difference between SWDS control group and group 1: $p < 0.001$
8) difference between SWDS control group and group 2: $p < 0.001$
9) difference between SWDS groups 1 and 2: $p < 0.001$
10) difference between SWDS subgroups F0–1 and F3–4: $p < 0.001$
11) difference between SWDS control group and subgroup F0–1: $p < 0.01$
12) difference between SWDS control group and subgroup F3–4: $p < 0.001$
13) difference between ATI control group and group 1: $p>0.05$
14) difference between ATI control group and group 2: $p > 0.05$
15) difference between ATI groups 1 and 2: $p > 0.05$
16) difference between ATI subgroups F0–1 and F3–4: $p > 0.05$
17) difference between ATI control group and subgroup F0–1: $p > 0.05$
18) difference between ATI control group and subgroup F3–4: $p > 0.05$

Результаты исследования

Результаты исследования в контрольной и основной группах представлены в табл. 2. Эти результаты показывают, что между показателями SWS и SWDS во всех группах существует тесная взаимосвязь (Spearman's rho = 0,74).

На рис. 7 представлен график (с линией регрессии) полученных данных, которая отчетливо демонстрирует эту положительную корреляцию. Однако обращает на себя внимание, что при одинаковых значениях скорости показатели крутизны дисперсии заметно, а иногда даже значительно разбросаны выше или ниже линии регрессии. Очевидно, что обследованные пациенты представляет собой очень сложную гетерогенную выборку с самым различным уровнем фиброза и воспаления. Поэтому для того чтобы выяснить причину подобного разброса, потребовалось проведение раздельного селективного анализа связей SWDS с воспалением и фиброзом.

Оценка влияния воспаления на SWDS

Первое селективное исследование показало, что в основной группе между показателем SWDS и наличием воспаления отмечена заметная положительная корреляция (Spearman's rho = 0,49). При этом у пациентов 2-й группы имели место достоверно ($p < 0,01$ по Mann–Whitney) более высокие значения медианы SWDS по сравнении с контрольной и 1-й группой –16,4 (15,3–17,9) м/с/кГц против 10,1 (9,7–14,3) м/с/кГц и 12,7 (12,1–14,3) м/с/кГц соответственно. Это указывает на то, что не только увеличение скорости, но и наличие воспаления увеличивает крутизну дисперсии скорости сдвиговых волн.

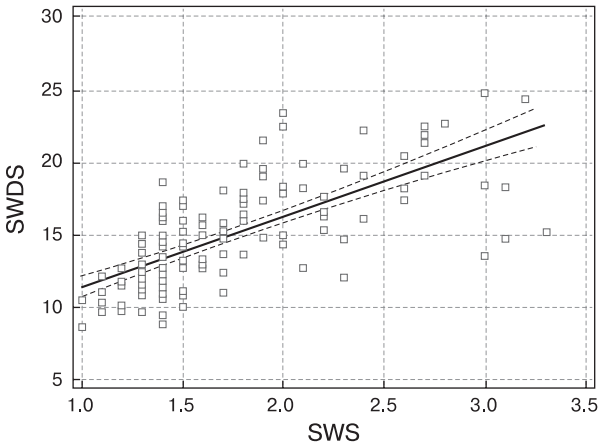

Рис. 7. График взаимоотношений SWS и SWDS в основной группе.

Fig. 7. A graph of the relationship between SWS and SWDS in the main group.

Необходимо добавить, что коэффициенты поглощения ультразвука (ATI), составившие в 1-й и 2-й группах 0,57 (0,54–0,59) дБ/см/МГц и 0,54 (0,52–0,56) соответственно, не отличались от нормы ($p = 0,12$ и $p = 0,93$ соответственно), что позволило исключить потенциальное влияние стеатоза на результат сравнения показателей SWDS.

Оценка влияния фиброза на SWDS

Второе селективное исследование показало, что между выраженностью фиброза и показателем SWDS также существует заметная положительная взаимосвязь (Spearman's rho = 0,57). При этом у больных в подгруппе с фиброзом было отмечено достоверное ($p < 0,01$) повышение медианы SWDS с 12,0 (11,4–12,8) м/с/кГц при F0–1 до 16,5 (12,9–20,3) м/с/кГц при F3–4 по METAVIR. Это подтверждает тот факт, что наличие фиброза также увеличивает крутизну дисперсии скорости сдвиговых волн.

Коэффициенты поглощения ультразвука (ATI) в подгруппе с фиброзом незначительно варьировали – от 0,57 (0,52–0,61) дБ/см/МГц до 0,58 (0,52–0,56) дБ/см/МГц. Оба показателя не различались между собой и не отличались от нормы ($p > 0,05$), что также позволило исключить возможное влияние стеатоза на сравнение результатов оценки SWDS у больных с фиброзом.

Обсуждение

Результаты нашего исследования вполне согласуются с современными данными литературы. Нормативные значения медианы SWDS контрольной группы находятся в пределах от 10 до 12 м/с/кГц и сопоставимы с результатами, опубликованными рядом авторов [1, 3, 11, 12, 16–18].

В наших исследованиях (Spearman's rho 0,74), как и в работе K. Wang и соавт. [11] (Spearman's rho 0,84), отмечается тесная связь между SWS и SWDS.

Многие авторы, как и мы, отметили рост SWDS у больных с воспалительными изменениями в печени, хотя представленные результаты отличаются значительным разбросом полученных цифровых значений. Так, по одним данным [13] выраженное воспаление начинается с 19,7 м/с/кГц, а по другим [16] – с 11,6 м/с/кГц. В нашем исследовании у больных с серологическими признаками воспаления медиана SWDS составила 16,4 м/с/кГц, тогда как при отсутствии воспаления – 12,7 м/с/кГц ($p < 0,01$).

Не было существенных различий и по результатам обследования больных с фиброзом печени. В целом ряде работ [3, 11, 12, 19] показатели SWDS с заметно высокой корреляцией (Pearson's correlation 0,58–0,85) возрастали от 9,8–12,0 м/с/кГц при F0–1

до 16,7–18,6 м/с/кГц при F3–4 (по METAVIR). По нашим данным, медиана SWDS также достоверно ($p < 0,01$) увеличивалась с 12,0 м/с/кГц при F0–1 до 16,5 м/с/кГц при F3–4 (по МЕТАВИР) с корреляцией по Spearman's rho = 0,62.

Вместе с тем нельзя пройти мимо некоторых публикаций [11, 15], в которых дисперсия скорости сдвиговых волн вообще не связывалась с выраженностью фиброза (Spearman's rho = 0,08) или воспалением (Pearson's correlation 0,27), а ее использование, по мнению авторов, в итоге никак не улучшало дифференциальную диагностику фиброза и воспаления печени.

Трудно согласиться с таким мнением, но и при анализе полученных нами показателей также напрашивается вывод о том, что сам по себе высокий уровень SWDS не является однозначным критерием ни для диагностики воспалении, ни для диагностики выраженного фиброза, поскольку встречается при обоих патологических процессах.

По нашему мнению, исходя из графика (см. рис. 7), указывающего на тесную корреляцию между SWS и SWDS (Spearman's rho = 0, 74), совершенно очевиден и другой вывод – вывод о существовании тандема (хотя и непропорционального) этих двух величин. На наш взгляд, именно в этой непропорциональности и просматривается возможный ключ к решению проблемы.

Анализируя представленный график, мы дополнительно разделили основную группу еще на 2 части в зависимости от отношения к линии регрессии. Получилось, что под линией регрессии в подавляющем большинстве расположились наблюдения больных с отсутствием основных серологических признаков воспаления (АЛТ – 20,4 (17,1–26,6); АСТ – 22 (18,6–27,5); ГГТП – 32 (25–41,9). В то же время над линией регрессии в значительном числе случаев биохимический анализ указывал на отчетливое ($p < 0,05$) наличие воспалительных изменений (АЛТ – 59,6 (35,3–82,7); АСТ – 62,6 (37,4–98,6); ГГТП – 145,1 (60,3–220,1).

На основании этих данных нами была предложена формула бинарной логистической регрессии:

$$\text{logit}(p) = 0,4152\ \text{SWDS (м/с/кГц)} - 0,1344\ \text{SWS (м/с)} - 6,5115,$$

которая дает возможность с определенной вероятностью (в %%) сделать заключение о наличии и отсутствии воспалительных изменений.

Заключение

Таким образом, использование абсолютных значений SWDS не способствовало достижению цели настоящего исследования – обнаружению отчетливых критериев дифференциальной диагностики наличия и выраженности фиброза у больных с гепатитом.

Тем не менее результаты исследования дают основание сделать достаточно уверенное заключение о том, что оценка взаимоотношений SWDS и SWS с помощью формулы бинарной логистической регрессии может стать ценным дополнительным методом ультразвуковой диагностики воспалительных изменений в печени.

Участие авторов

Зыкин Б.И. – концепция и дизайн исследования, обзор публикаций по теме статьи, статистическая обработка, анализ и интерпретация полученных данных, подготовка, создание опубликованной работы, утверждение окончательного варианта статьи.

Ионова Е.А. – проведение исследования, сбор, обработка, анализ и интерпретация полученных данных, подготовка и редактирование текста, участие в научном дизайне, утверждение окончательного варианта статьи.

Аносова Т.А. – проведение исследования, обзор публикаций по теме статьи, сбор, обработка, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста, участие в научном дизайне, ответственность за целостность всех частей статьи.

Authors' participation

Zykin B.I. – concept and design of the study, review of publications, statistical analysis, analysis and interpretation of the obtained data, writing text, text preparation and editing, participation in scientific design, approval of the final version of the article.

Ionova E.A. – conducting research, collection, analysis and interpretation of the obtained data, text preparation and editing, participation in scientific design.

Anosova T.A. – conducting research, collection and analysis of data, review of publications, analysis and interpretation of the obtained data, participation in scientific design, text preparation and editing, responsibility for the integrity of all parts of the article, approval of the final version of the article.

Список литературы [References]

1. Зубарев А.В., Гажонова В.Е., Гусакова Е.В., Чуркина С.О., Миронова Е.В. Новые ультразвуковые технологии: дисперсия и эластография сдвиговой волны в диагностике постковидных повреждений печени. *Кремлевская медицина. Клинический вестник*. 2022; 1: 16–20. http://doi.org/10.26269/4qvs-nz51
   Zubarev A.V., Gazhonova V.E., Gusakova E.V., Churkina S.O., Mironova E.V. New ultrasound technologies: shear wave dispersion and shear wave elastography in the diagnosis of post-Covid-19 liver injury. *Kremlin Medicine Journal*. 2022; 1: 16–20. http://doi.org/10.26269/4qvs-nz51 (In Russian)
2. Sugimoto K., Moriyasu F., Oshiro H. et al. Clinical utilization of shear wave dispersion imaging in diffuse liver disease. *Ultrasonography.* 2020; 39 (1): 3–10. http://doi.org/10.14366/usg.19031

3. Ferraioli G., Maiocchi L., Dellafiore C. et al. Performance and cutoffs for liver fibrosis staging of a two-dimensional shear wave elastography technique. *Eur. J. Gastroenterol. Hepatol.* 2021; 33 (1): 89–95. http://doi.org/10.1097/MEG.0000000000001702.
4. Ferraioli G., Barr R.G., Berzigotti A. et al. WFUMB Guideline/Guidance on Liver Multiparametric Ultrasound: Pt 1. Update to 2018 Guidelines on Liver Ultrasound Elastography. *Ultrasound Med. Biol.* 2024; 50 (8): 1071–1087. http://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2024.03.013
5. Zheng Y., Chen X., Yao A. et al. Shear Wave Propagation in Soft Tissue and Ultrasound Vibrometry. In: Wave Propagation Theories and Applications / Ed. Zheng Y. InTechOpen, 2013. Ch. 1: 1–23. http://doi.org/10.5772/3393
6. Кристенсен Р. Введение в теорию вязкоупругости. М.: Мир, 1974. 338 с.
Christensen R.M. Theory of Viscoelasticity. NY: Academic Press, 1974. 338 p.
7. Sandrin L., Jennifer O., Cécile B. et al. Non-Invasive Assessment of Liver Fibrosis by Vibration-Controlled Transient Elastography (Fibroscan). In: Liver Biopsy / Ed. Takahashi H. IntechOpen. 2011; Ch. 19: 293–314. http://doi.org/10.5772/811
8. Mueller S., Millonig G., Sarovska L. et al. Increased liver stiffness in alcoholic liver disease: Differentiating fibrosis from steatohepatitis. *Wld J. Gastroenterol*. 2010; 16 (8): 966–972.
9. Deffieux T., Montaldo G., Tanter M., Fink M. Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues visco-elasticity. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 2009; 28 (3): 313–322. http://doi.org/10.1109/TMI.2008.925077
10. Garcovich M., Paratore M., Ainora M.E. et al. Shear Wave Dispersion in Chronic Liver Disease: From Physical Principles to Clinical Usefulness. *J. Pers. Med.* 2023; 13 (6): 945. http://doi.org/10.3390/jpm13060945
11. Wang K., Yu D., Li G. et al. Comparison of the diagnostic performance of shear wave elastography with shear wave dispersion for pre-operative staging of hepatic fibrosis in patients with hepatocellular carcinoma. *Eur. J. Radiol*. 2022; 154: 110459. http://doi.org/10.1016/j.ejrad.2022.110459
12. Zhang X., Zheng R., Jin J. et al. US Shear-Wave Elastography Dispersion for Characterization of Chronic Liver Disease. *Radiology*. 2022; 305 (3): 597–605. http://doi.org/10.1148/radiol.212609
13. Lee D.H., Cho E.J., Bae J.S. et al. Accuracy of Two-Dimensional Shear Wave Elastography and Attenuation Imaging for Evaluation of Patients With Nonalcoholic Steatohepatitis. *Clin. Gastroenterol. Hepatol*. 2021; 19 (4): 797–805.e7. http://doi.org/10.1016/j.cgh.2020.05.034
14. Ormachea J., Parker K.J. Comprehensive Viscoelastic Characterization of Tissues and the Inter-relationship of Shear Wave (Group and Phase) Velocity, Attenuation and Dispersion. *Ultrasound Med. Biol.* 2020; 46 (12): 3448–3459. http://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2020.08.023
15. Ferraioli G., Barr R.G., Farrokh A. et al. How to perform shear wave elastography. Pt I. *Med. Ultrason*. 2022; 24 (1): 95–106. http://doi.org/10.11152/mu-3217
16. Jang J.K., Lee E.S., Seo J.W. et al. Two-dimensional Shear-Wave Elastography and US Attenuation Imaging for Nonalcoholic Steatohepatitis Diagnosis: A Cross-sectional, Multicenter Study. *Radiology*. 2022; 305 (1): 118–126. http://doi.org/10.1148/radiol.220220.
17. Gao J., Lee R., Trujillo M. Reliability of Performing Multiparametric Ultrasound in Adult Livers. *J. Ultrasound Med*. 2022; 41 (3): 699–711. http://doi.org/10.1002/jum.15751
18. Trout A., Xanthakos S., Bennett P., Dillman J. Liver Shear Wave Speed and Other Quantitative Ultrasound Measures of Liver Parenchyma: Prospective Evaluation in Healthy Children and Adults. *Am. J. Roentgenol.* 2020; 214 (3): 557–565. http://doi.org/10.2214/AJR.19.21796
19. Seyrek S., Ayyildiz H., Bulakci M. et al. Comparison of Fibroscan, Shear Wave Elastography, and Shear Wave Dispersion Measurements in Evaluating Fibrosis and Necroinflammation in Patients Who Underwent Liver Biopsy. *Ultrasound Q*. 2024; 40 (1): 74–81. http://doi.org/10.1097/RUQ.0000000000000677

Для корреспонденции*: Аносова Татьяна Александровна – e-mail: doc.anosovaTA@yandex.ru

Зыкин Борис Иванович – доктор мед. наук, профессор кафедры лучевой диагностики с курсом радиологии Медико-биологического университета инноваций и непрерывного образования ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, Москва. https://orcid.org/0000-0002-8871-1434

Ионова Елена Александровна – доктор мед. наук, и.о. заведующей лучевой диагностики с курсом радиологии Медико-биологического университета инноваций и непрерывного образования ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России; заведующая отделением ультразвуковой диагностики ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, Москва. https://orcid.org/0000-0002-6084-2061

Аносова Татьяна Александровна – канд. мед. наук, доцент кафедры лучевой диагностики с курсом радиологии Медико-биологического университета инноваций и непрерывного образования ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А.И. Бурназяна ФМБА России, Москва. https://orcid.org/0009-0000-9014-2165

Contact*: Tatyana A. Anosova – e-mail: doc.anosovaTA@yandex.ru

Boris I. Zykin – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Department of radiology, Medical and Biological University of innovation and continuing education of Federal Medical Biophysical Center named after A.I. Burnazyan Russia's Federal Medical-Biological Agency, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-8871-1434

Elena A. Ionova – Doct. of Sci. (Med.), Head of Department of radiology, Medical and Biological University of innovation and continuing education of Federal Medical Biophysical Center named after A.I. Burnazyan Russia's Federal Medical-Biological Agency, Moscow. https://orcid.org/0000-0002-6084-2061

Tatyana A. Anosova – Cand. of Sci. (Med.), Assistant professor, Department of radiology, Medical and Biological University of innovation and continuing education of Federal Medical Biophysical Center named after A.I. Burnazyan Russia's Federal Medical-Biological Agency, Moscow. https://orcid.org/0009-0000-9014-2165