



Диагностическая ценность ультразвуковой эластографии сдвиговой волной в раннем выявлении нетравматического рабдомиолиза

Н.А. Гаранкин^{1, 2*}, С.Б. Поткин^{1, 2}, А.В. Зубарев^{1, 2}, В.В. Лозовский^{1, 3}

¹ ФГБУ ДПО “Центральная государственная медицинская академия” Управления делами Президента Российской Федерации; 121359 Москва, ул. Маршала Тимошенко, д. 19, стр. 1А, Российская Федерация

² ФГБУ “Клиническая больница № 1” Управления делами Президента Российской Федерации; 121352 Москва, ул. Старовольнская, д. 10, Российская Федерация

³ ФГБУ “Центральная клиническая больница с поликлиникой” Управления делами Президента Российской Федерации; 121359 Москва, ул. Маршала Тимошенко, д.15, Российская Федерация

Актуальность. Диагностика нетравматического рабдомиолиза представляет значительную диагностическую сложность из-за стертой клинической картины. Существующие лабораторные методы, в частности определение уровня креатинфосфокиназы (КФК), не позволяют проводить быструю диагностику у постели больного. В связи с этим актуальным является исследование ультразвуковой эластографии сдвиговой волной, способной оперативно выявлять повреждение мышечной ткани.

Цель исследования: оценить диагностическую ценность ультразвуковой эластографии сдвиговой волной в выявлении нетравматического рабдомиолиза ультразвуковыми датчиками с частотой сканирования 4–9 и 5–18 МГц.

Материал и методы. Проведено сравнение данных средних значений скорости сдвиговой волны в четырехглавой мышце бедра у пациентов в двух группах: основная – 45 пациентов с клиничко-лабораторным подтверждением нетравматического рабдомиолиза и контрольная – 82 здоровых добровольца без патологии мышечной ткани, полученных на двух различных ультразвуковых аппаратах экспертного класса: Siemens Acuson S2000 и Canon Aplio i800. Одни и те же пациенты были последовательно обследованы на обоих аппаратах.

Проведена оценка следующих факторов, влияющих на значения жесткости мышечной ткани: толщина мышечной ткани и подкожно-жировой клетчатки, возраст, концентрация КФК и миоглобина плазмы крови.

Гаранкин Никита Александрович – ассистент кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии ФГБУ ДПО “Центральная государственная медицинская академия” Управления делами Президента Российской Федерации; врач ультразвуковой диагностики отделения ультразвуковой диагностики ФГБУ “Клиническая больница № 1” Управления делами Президента Российской Федерации, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-7099-7139>

Поткин Сергей Борисович – канд. мед. наук, доцент кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии ФГБУ ДПО “Центральная государственная медицинская академия” Управления делами Президента Российской Федерации; врач ультразвуковой диагностики отделения ультразвуковой диагностики ФГБУ “Клиническая больница № 1” Управления делами Президента Российской Федерации, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-6586-1640>

Зубарев Александр Васильевич – доктор мед. наук, профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики и лучевой терапии ФГБУ ДПО “Центральная государственная медицинская академия” Управления делами Президента Российской Федерации; научный руководитель по лучевой диагностике, врач ультразвуковой диагностики отделения ультразвуковой диагностики ФГБУ “Клиническая больница № 1” Управления делами Президента Российской Федерации, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-9318-5010>

Лозовский Владислав Владимирович – аспирант кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии ФГБУ ДПО “Центральная государственная медицинская академия” Управления делами Президента Российской Федерации; врач-рентгенолог отделения рентгеновской диагностики и томографии ФГБУ “Центральная клиническая больница с поликлиникой” Управления делами Президента Российской Федерации, Москва. <https://orcid.org/0009-0005-8905-9926>

Контактная информация*: Гаранкин Никита Александрович – e-mail: ngarankin2403@mail.ru

Результаты. Скорость распространения сдвиговой волны в тканях у пациентов с рабдомиолизом была достоверно ниже (1,12 и 1,08 м/с), чем в группе нормы (2,38 м/с и 2,48 м/с, $p < 0,001$). Выявлена умеренная обратная корреляция между скоростью сдвиговой волны и уровнем КФК ($r_s = -0,370$ до $-0,481$; $p < 0,05$). Пороговое значение скорости $< 1,3$ м/с позволяет диагностировать рабдомиолиз с высокой точностью (AUC ROC 0,982–0,997; чувствительность 98%, специфичность до 100%). Возраст, пол, толщина подкожно-жировой клетчатки и четырехглавой мышцы бедра не оказывали значимого влияния на показатели.

Заключение. Эластография сдвиговой волной является высокоинформативным, воспроизводимым и неинвазивным методом диагностики нетравматического рабдомиолиза. Пороговое значение скорости сдвиговой волны $< 1,3$ м/с является высокоточным диагностическим критерием, что делает метод перспективным к применению в отделениях реанимации и интенсивной терапии.

Ключевые слова: рабдомиолиз; эластография сдвиговой волной; четырехглавая мышца бедра; ультразвуковая диагностика; интенсивная терапия

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии возможных конфликтов интересов.

Финансирование. Исследование проведено без спонсорской поддержки.

Цитирование: Гаранкин Н.А., Поткин С.Б., Зубарев А.В., Лозовский В.В. Диагностическая ценность ультразвуковой эластографии сдвиговой волной в раннем выявлении нетравматического рабдомиолиза. *Ультразвуковая и функциональная диагностика*. 2026; 32 (3): 91–101. <https://doi.org/10.24835/1607-0771-362>

Поступила в редакцию: 30.10.2025.

Принята к печати: 16.06.2026.

Опубликована online: 16.09.2026.

ВВЕДЕНИЕ

Рабдомиолиз (РМ) – это клинико-лабораторный синдром, характеризующийся повреждением скелетной мускулатуры с последующим выходом внутриклеточного содержимого (миоглобин, креатинфосфокиназа (КФК), электролиты) в системный кровоток, что может приводить к жизнеугрожающим осложнениям, таким как острое почечное повреждение [1, 2]. По данным современных исследований частота развития острого почечного повреждения при РМ достигает 30–50%, а летальность в таких случаях составляет до 20% [3, 4], в то время как травматический РМ, вызванный, например, сдавливанием мягких тканей при землетрясениях или дорожно-транспортных происшествиях (ДТП), относительно легко заподозрить, нетравматические формы часто остаются нераспознанными на ранних стадиях из-за отсутствия специфических симптомов [5].

К нетравматическим причинам РМ относятся медикаментозные (статины, антипсихотики, кокаин), инфекционные (вирусы гриппа, Коксаки, SARS-CoV-2), метаболические (гипокалиемия, гипофосфатемия), а также физические перегрузки и гипертермия [6, 7]. Особенно высок риск развития РМ у пациентов, находящихся в критическом состоянии в отделениях интенсивной терапии, где сочетание гипоперфузии, сепсиса и полипрагмазии создает “идеаль-

ную бурю” для повреждения мышц [8]. В этой популяции ранняя диагностика приобретает решающее значение, поскольку своевременная инфузионная терапия и коррекция электролитных нарушений могут предотвратить развитие необратимых осложнений [9].

“Золотым стандартом” лабораторной диагностики РМ является определение уровня КФК плазмы крови, превышающего 1000 МЕ/л [10]. Однако этот метод имеет существенный недостаток – временную задержку в получении результатов, что критично в условиях реанимационного отделения. Кроме того, уровень КФК не всегда коррелирует с тяжестью повреждения мышц и риском развития осложнений [11]. В последние годы активно изучаются альтернативные биомаркеры, такие как миоглобин, ферритин, интерлейкин-6 и микроРНК, однако их использование в рутинной клинической практике пока ограничено [12].

Ультразвуковое исследование (УЗИ) широко доступно, неинвазивно и может выполняться у тяжелых пациентов. Однако стандартное серошкальное УЗИ обладает низкой чувствительностью на ранних стадиях РМ: изменения в мышечной ткани (отек, гипоехогенность) становятся видимыми лишь при выраженных морфологических нарушениях. Одним из перспективных направлений в ультразвуковой диагностике является эластография, позволя-

ющая количественно оценить жесткость тканей [13].

Различают два основных метода ультразвуковой эластографии: компрессионную (КЭ, strain elastography) и эластографию сдвиговой волной (ЭСВ, shear wave elastography). КЭ предоставляет относительную качественную или полуквантитативную оценку жесткости, в то время как ЭСВ позволяет получить абсолютные количественные показатели (скорость сдвиговой волны, V , м/с, или модуль Юнга, кПа) [14]. В последние годы ЭСВ нашла применение в диагностике заболеваний печени, щитовидной железы, молочной железы и скелетных мышц, включая мышечную дистрофию и воспалительные миопатии.

Несмотря на растущий интерес к ультразвуковой эластографии в неврологии и спортивной медицине, данные о ее применении при остром нетравматическом РМ остаются крайне скудными. Лишь единичные пилотные исследования указывают на потенциальную возможность использования ЭСВ для раннего выявления мышечного повреждения [12, 13]. В связи с этим актуален поиск инструментальных методов, способных оперативно и объективно выявлять повреждение мышечной ткани у постели больного.

Цель исследования: оценить диагностическую ценность ультразвуковой эластографии сдвиговой волной в выявлении нетравматического рабдомиолиза ультразвуковыми датчиками с частотой сканирования 4–9 и 5–18 МГц.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

В исследование включено 2 группы. Основная группа – 45 пациентов с клинко-лабораторным подтверждением нетравматического РМ. Развитие РМ у пациентов основной группы было связано со следующими состояниями, которые зачастую сопутствовали друг другу: тяжелое течение новой коронавирусной инфекции (COVID-19), развитие сепсиса и/или синдрома полиорганной недостаточности, тяжелый синдром водно-электролитных нарушений, критическая ишемия конечностей. Возраст пациентов варьировал от 29 до 94 лет; медиана составила 81,0 [68,0; 90,0] года. Среди них 25 (56%, $n = 45$) пациенток женского пола и 20 (44%, $n = 45$) пациентов мужского пола. Контрольная группа: 82 здоровых добровольца без патологии мышечной системы. Группа разделена на 2 возрастные подгруппы: младшая – 25,0 [21,5; 28,5] года ($n = 40$, диапазон 18–32 года); старшая – 68,0 [52,0; 81,0] года ($n = 42$, диапазон 39–

97 лет). Точная продолжительность заболевания до развития РМ была доступна не для всех пациентов из-за ретроспективного характера сбора анамнеза и тяжести состояния при поступлении. У пациентов с документированным началом симптомов и тяжелым течением COVID-19 развитие РМ чаще регистрировалось на 2–4-й неделе заболевания, что совпадало по времени с пиком проявлений синдрома полиорганной недостаточности и сепсиса. В случаях, не связанных напрямую с коронавирусной инфекцией, продолжительность предшествующего периода клинических проявлений составляла от 5 до 45 дней в зависимости от доминирующего патологического процесса (ишемия, водно-электролитные нарушения).

Были оценены факторы, влияющие на значения жесткости мышечной ткани: толщина мышечной ткани и подкожно-жировой клетчатки (ПЖК), возраст, концентрация КФК и миоглобина плазмы крови. УЗИ проводилось на ультразвуковых аппаратах экспертного класса Siemens Acuson S2000 (датчик 9L4, 4–9 МГц) и Canon Aplio i800 (датчик i18LX5, 5–18 МГц). Каждый пациент обследовался дважды разными датчиками.

При проведении УЗИ должны были соблюдаться следующие условия: отсутствие движения в исследуемой конечности; отсутствие физической нагрузки до начала исследования.

В качестве исследуемой мышцы была использована четырехглавая мышца бедра, а именно прямая и промежуточная мышцы. Ультразвуковой линейный датчик устанавливали параллельно длинной оси бедренной кости, в проекции средней трети бедра. Характеристики частоты и положение фокуса во время исследования пациента не менялись (рис. 1).

После обзорного исследования мышцы в В-режиме проводилась оценка толщины четырехглавой мышцы бедра и толщины ПЖК на двух ультразвуковых сканерах. Затем выполнялось исследование с применением методики ЭСВ для измерения жесткости мышцы, не оказывая при этом давления на мышцу. Область интереса (ROI) устанавливалась индивидуально в толщу мышечного слоя в зависимости от глубины залегания мышцы, вдали от апоневротических, сухожильно-мышечных структур и сосудов. Глубина установки ROI отличалась в зависимости от телосложения пациента и выраженности ПЖК (рис. 2).

Для каждого исследования выполнялось не менее 10 последовательных измерений с рас-

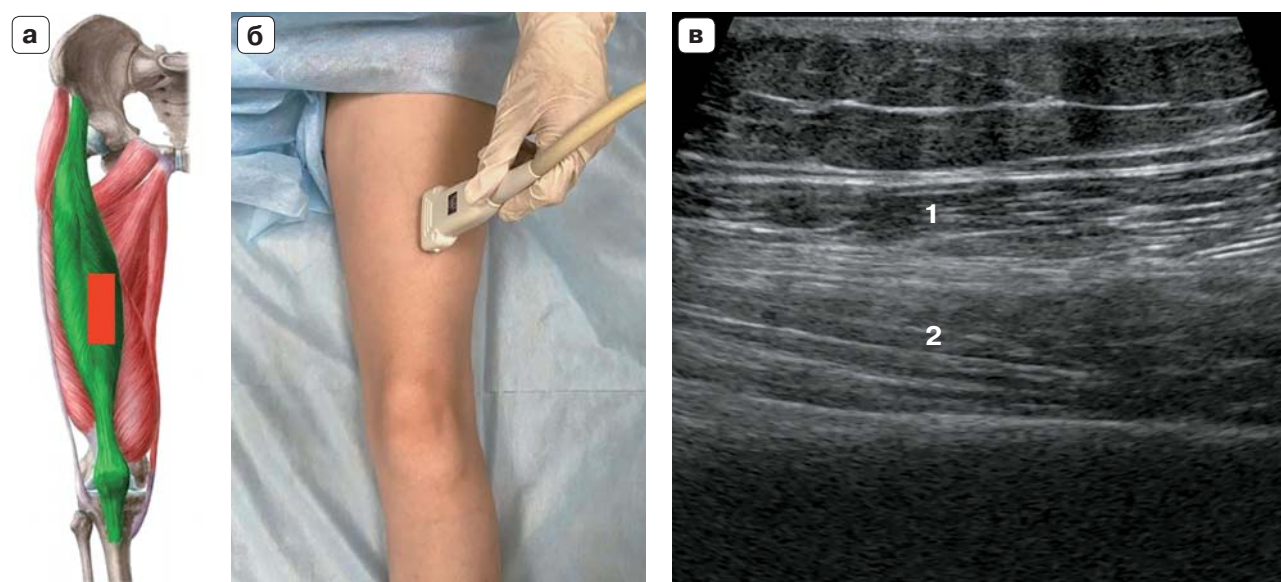


Рис. 1. Методика проведения эластографии для диагностики рабдомиолиза. **а** – схема расположения ультразвукового датчика (красный маркер) при продольном сканировании четырехглавой мышцы бедра; **б** – фотоиллюстрация расположения ультразвукового датчика при продольном сканировании четырехглавой мышцы бедра пациента; **в** – эхограмма, полученная при продольном сканировании четырехглавой мышцы бедра (норма): 1 – прямая мышца бедра, 2 – промежуточная широкая мышца бедра.

Fig. 1. Methodology of elastography for rhabdomyolysis diagnosis. **a** – Scheme of the ultrasound probe placement (red marker) during longitudinal plane imaging of the quadriceps femoris; **б** – Picture of the ultrasound probe placement during longitudinal plane imaging of the quadriceps femoris in a patient; **в** – Ultrasound longitudinal view of the quadriceps femoris (normal), showing: 1 – rectus femoris; 2 – vastus intermedius.

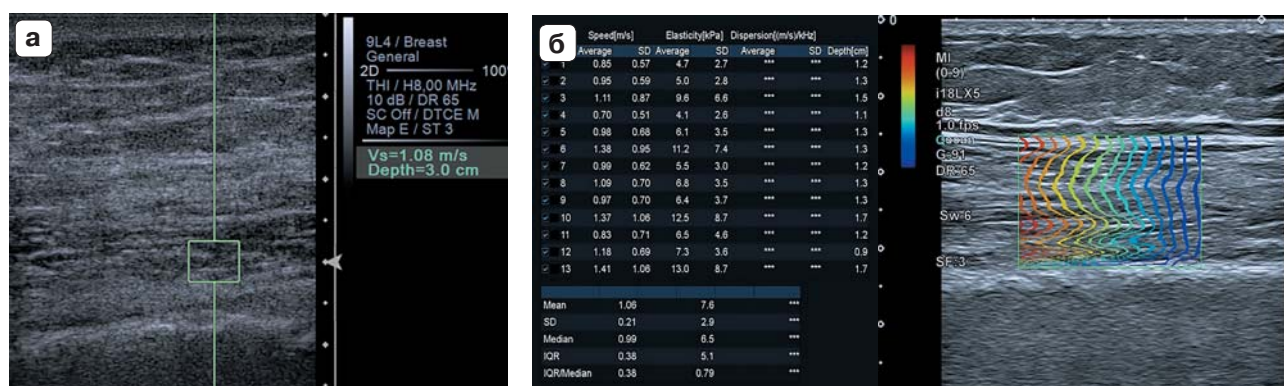


Рис. 2. Методика эластографии сдвиговой волной. Измерение показателей жесткости четырехглавой мышцы бедра при рабдомиолизе. Датчик 9L4 (а), датчик i18LX5 (б).

Fig. 2. Shear wave elastography methodology. Stiffness measurement of the quadriceps femoris in rhabdomyolysis. Probe 9L4 (a), probe i18LX5 (б).

четом среднего значения и оценки внутриоператорской воспроизводимости методики каждому пациенту одним исследователем (на одном аппарате). Рассчитывали коэффициент вариации как отношение стандартного отклонения к среднему значению, выраженное в процентах.

Для оценки диагностического согласия между двумя ультразвуковыми системами (Siemens Acuson S2000 и Canon Aplio i800) все пациенты были классифицированы на основе порогового значения 1,3 м/с, полученного в ходе ROC-анализа. Степень согласия между результатами классификации оценивали с помощью коэффициента каппа Коэна (κ). Значение $\kappa > 0,8$ интерпретировали как отличное согласие.

Статистическая обработка данных проводилась с использованием программных пакетов Statistica 13.5.0 и jamovi 2.6. Нормальность распределения количественных признаков оценивали с помощью критерия Шапиро–Уилка; распределение большинства показателей отличалось от нормального, поэтому для описания данных использовали медиану и интерквартильный размах [Q1; Q3], а для сравнения групп – непараметрический критерий Манна–Уитни. Связь между признаками оценивали с помощью коэффициента ранговой корреляции Спирмена (r_s). Воспроизводимость методик оценивали по коэффициенту вариации (CV, %). Диагностическую ценность определяли с помощью ROC-анализа с расчетом площади под кривой (AUC). Уровень статистической значимости установлен $p < 0,05$.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

При УЗИ в В-режиме у пациентов основной группы с клинико-лабораторным подтверждением нетравматического РМ толщина четырехглавой мышцы бедра (на уровне средней трети) варьировала от 10,2 до 37,2 мм. Среднее значение толщины составило $21,55 \pm 1,8$ мм. Толщина ПЖК передней поверхности бедра варьировала от 6,1 до 28,0 мм, среднее значение толщины составило $17,54 \pm 1,95$ мм. Уровень КФК плазмы крови составлял от 1018 до 30 594 МЕ/л, медиана уровня КФК у исследованных пациентов – 3869 [1853; 6067] МЕ/л. Уровень миоглобина плазмы крови варьировал от 114 до 9618 нг/мл; медиана уровня миоглобина составила 1986 [1101; 3896] нг/мл.

По данным ЭСВ значение скорости сдвиговой волны, полученное на аппарате Siemens Acuson S2000, варьировало от 0,72 до 1,79 м/с; медиана составила 1,12 м/с [1,03; 1,19] (рис. 3).

На аппарате Canon Aplio i800 значение скорости сдвиговой волны варьировало от 0,85 до 1,62 м/с; медиана составила 1,08 м/с [0,99; 1,14] (рис. 4).

Значения скорости сдвиговой волны у пациентов с РМ были достоверно ниже, чем в контрольной группе ($p < 0,001$, для аппарата Siemens Acuson S2000 и Canon Aplio i800).

При проведении корреляционного анализа выявлена значимая умеренная обратная связь между концентрацией КФК плазмы крови и значением скорости сдвиговой волны на аппарате Canon Aplio i800 ($r_s = -0,370$; $p = 0,012$). Для значений скорости сдвиговой волны, полученных на аппарате Siemens Acuson S2000, так-

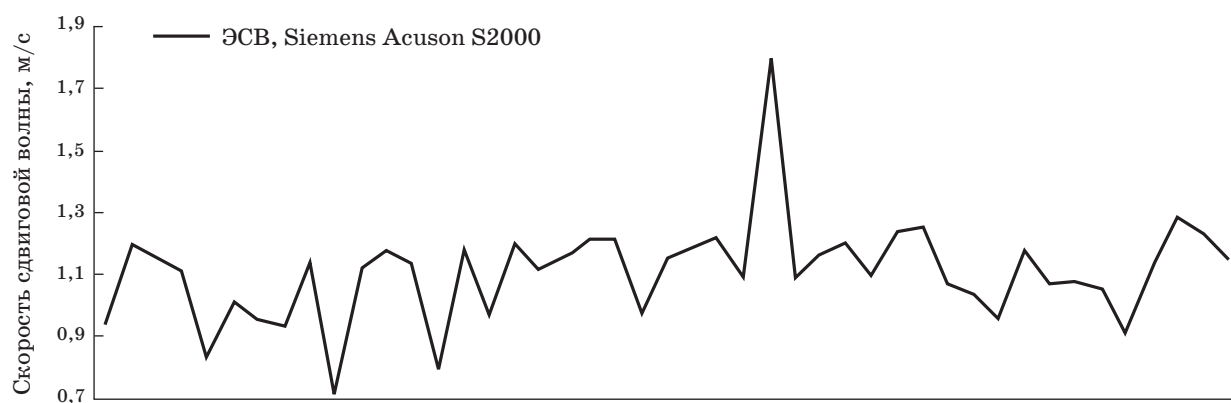


Рис. 3. Значения скорости сдвиговой волны, полученные с использованием методики ЭСВ на аппарате Siemens Acuson S2000.

Fig. 3. Shear wave velocity values obtained with Siemens Acuson S2000 system.

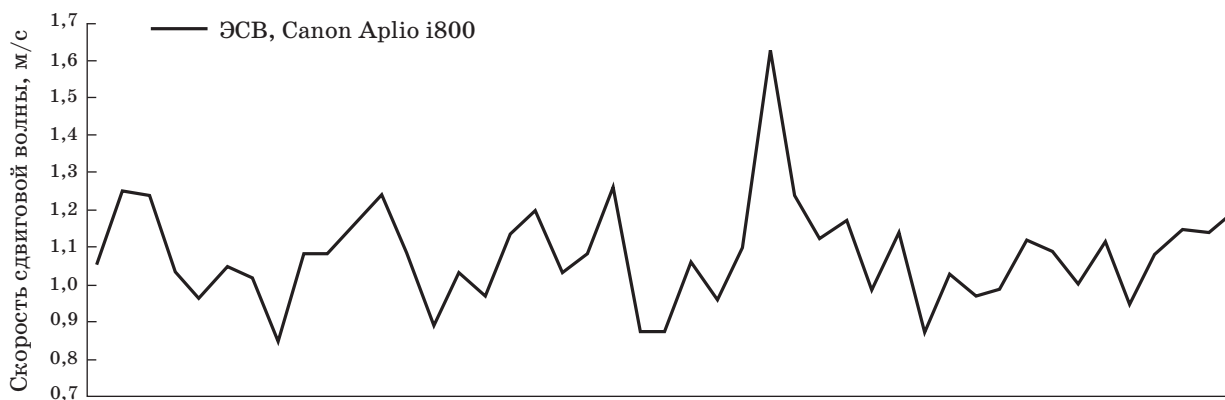


Рис. 4. Значения скорости сдвиговой волны, полученные с использованием методики ЭСВ на аппарате Canon Aplio i800.

Fig. 4. Shear wave velocity values obtained with Canon Aplio i800 system.

же выявлена значимая умеренная обратная корреляционная связь ($r_s = -0,481$; $p < 0,001$) с концентрацией КФК плазмы крови у исследуемых пациентов.

Установлена значимая умеренная обратная корреляционная связь между значением толщины четырехглавой мышцы бедра и значением скорости сдвиговой волны на аппарате Siemens Acuson S2000 ($r_s = -0,346$; $p = 0,019$). Не установлено значимой корреляционной связи между значением толщины четырехглавой мышцы бедра и значением скорости сдвиговой волны на аппарате Canon Aplio i800 ($p > 0,05$).

У пациентов основной группы на обоих ультразвуковых сканерах не было установлено статистически значимых корреляционных связей между скоростью сдвиговой волны и возрастом, полом, толщиной ПЖК, концентрацией миоглобина плазмы крови, ведущей причиной РМ, а также между значениями скорости сдвиговой волны, полученными на двух разных аппаратах ($p > 0,05$).

Для методики ЭСВ на аппарате Siemens Acuson S2000 пороговые значения варьировали от 0,7 до 3,0 м/с. Оптимальное пороговое значение скорости сдвиговой волны, полученное на аппарате Siemens Acuson S2000 для дифференцировки нетравматического РМ от его отсутствия, соответствовало 1,3 м/с (сумма чувствительности и специфичности – индекс Юдена = 0,97). При построении характеристической кривой результатов площадь под кривой (AUC ROC) составила 0,982 (95% доверительный интервал (ДИ) 0,956–1,000) (рис. 5).

Для методики ЭСВ на аппарате Canon Aplio i800 пороговые значения варьировали от 0,8 до

3,3 м/с. Оптимальное пороговое значение скорости сдвиговой волны, полученное на аппарате Canon Aplio i800 для дифференцировки нетравматического РМ от его отсутствия, соответствовало 1,3 м/с (индекс Юдена = 0,98). При построении характеристической кривой результатов площадь под кривой (AUC ROC) составила 0,997 (95% ДИ 0,986–1,000) (рис. 6).

При исследовании добровольцев контрольной группы значения скорости сдвиговой волны

ROC-кривая диагностической ценности методики ЭСВ (Siemens Acuson S2000)

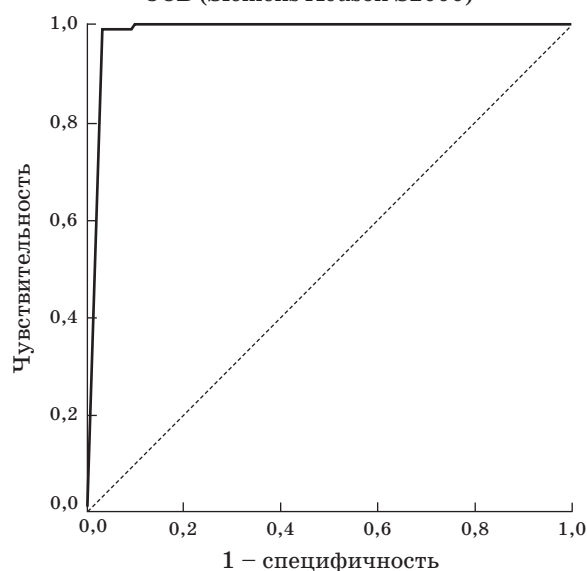


Рис. 5. ROC-кривая методики ЭСВ на аппарате Siemens Acuson S2000.

Fig. 5. ROC curve of the SWE using Siemens Acuson S2000 system.

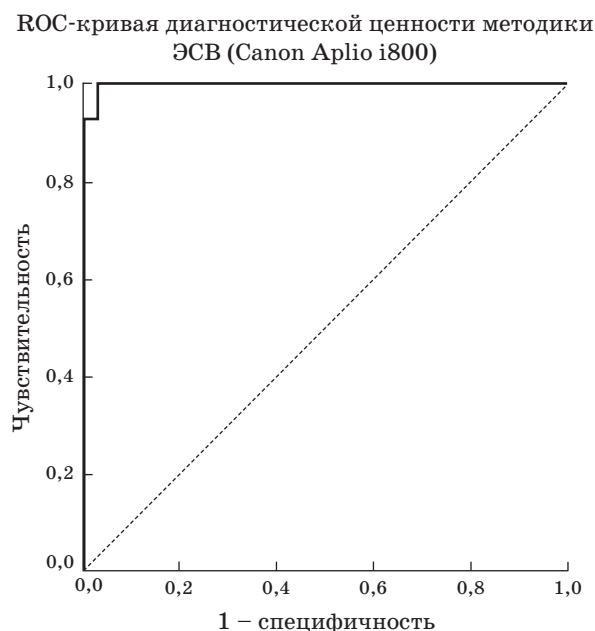


Рис. 6. ROC-кривая методики ЭСВ на аппарате Canon Aplio i800.

Fig. 6. ROC curve of the SWE using Canon Aplio i800 system.

на аппарате Siemens Acuson S2000 составили: в младшей подгруппе ($n = 40$) – от 1,84 до 3,31 м/с, среднее значение $2,49 \pm 0,37$ м/с; в старшей подгруппе ($n = 42$) – от 1,23 до 3,83 м/с, среднее значение $2,28 \pm 0,48$ м/с.

На аппарате Canon Aplio i800 значения скорости сдвиговой волны составили: в младшей подгруппе – от 1,88 до 3,29 м/с, среднее значение $2,58 \pm 0,32$ м/с; в старшей подгруппе – от 1,39 до 3,26 м/с, среднее значение $2,38 \pm 0,41$ м/с.

У пациентов с РМ выявлено достоверное снижение скорости сдвиговой волны более чем на 50% по сравнению с нормой. При этом в контрольной группе значения коррелировали с возрастом ($r_s = 0,45$; $p < 0,01$), но не зависели от индекса массы тела (ИМТ) и толщины ПЖК, тогда как в основной группе такие связи отсутствовали.

При анализе внутриоператорской воспроизводимости средний коэффициент вариации для 10 последовательных измерений составил 6,8% (95% ДИ 5,2–8,4%) для датчика 9L4 и 7,1% (95% ДИ 5,6–8,6%) для датчика i18LX5, что свидетельствует о высокой стабильности методики и не превышает общепринятого порога в 10% для эластографических исследований. Коэффициент вариации для повторных измерений составил 6,8% для аппарата Siemens и 7,1%

для аппарата Canon, что подтверждает высокую стабильность методики в руках одного оператора.

При классификации пациентов на основе порогового значения $V_s < 1,3$ м/с полное диагностическое согласие между двумя аппаратами наблюдалось у 124 из 127 обследованных (97,6%). Коэффициент каппа Коэна составил 0,95 (95% ДИ 0,89–1,00), что свидетельствует о почти полном согласии методов в отношении постановки диагноза “рабдомиолиз”, несмотря на отсутствие прямой линейной корреляции абсолютных значений скорости сдвиговой волны ($p > 0,05$).

ОБСУЖДЕНИЕ

Полученные результаты свидетельствуют о высокой диагностической эффективности ЭСВ при нетравматическом РМ. У пациентов основной группы значения скорости сдвиговой волны были достоверно ниже по сравнению со здоровыми добровольцами, а диагностическая точность метода характеризовалась высокими значениями площади под ROC-кривой (AUC 0,982 и 0,997 для различных ультразвуковых систем). Кроме того, выявлена умеренная обратная корреляция между скоростью сдвиговой волны и уровнем КФК, что свидетельствует о связи механических свойств мышечной ткани со степенью ее повреждения. Выявленное статистически значимое снижение скорости сдвиговой волны в четырехглавой мышце бедра у пациентов с РМ (медиана 1,12 м/с [1,03; 1,19] и 1,08 м/с [0,99; 1,14] на аппаратах Siemens и Canon соответственно) согласуется с патофизиологией процесса: повреждение сарколеммы, отек, воспаление и некроз мышечных волокон приводят к снижению жесткости мышечной ткани [8]. В то же время у здоровых лиц жесткость мышц имеет тенденцию к снижению с возрастом, что, вероятно, связано с саркопенией и изменением состава мышечной ткани. Несмотря на это, даже у добровольцев старшей подгруппы значения скорости сдвиговой волны оставались достоверно выше, чем у пациентов с РМ, что, вероятно, связано с возрастными изменениями состава мышечной ткани. Для сравнения: у здоровых лиц этот показатель составляет 2,4–2,5 м/с [14], что соответствует нормальной жесткости скелетной мускулатуры. Важно, что даже у пациентов старшей подгруппы контрольной группы (медиана возраста 68,0 года, средний возраст 70,3 года) значения скорости сдвиговой волны (2,28–2,38 м/с) значительно превышают тако-

вые у пациентов с РМ (1,08–1,12 м/с), что подтверждает высокую диагностическую специфичность метода.

Несмотря на широкое распространение ЭСВ в диагностике заболеваний печени, щитовидной железы и молочной железы, применение данной технологии для оценки скелетной мускулатуры остается относительно новым направлением. По данным систематического обзора М.К. Stiver и соавт. (2023), за последние годы отмечается быстрое увеличение числа исследований, посвященных количественной оценке скорости сдвиговой волны в скелетных мышцах, однако сохраняется значительная методологическая неоднородность, связанная с выбором мышц, положением конечности, ориентацией датчика и особенностями различных ультразвуковых платформ [15].

Следует отметить, что в настоящее время публикации, посвященные использованию ЭСВ непосредственно при РМ, практически отсутствуют. В связи с этим интерпретация полученных результатов должна основываться на данных исследований других состояний, сопровождающихся повреждением скелетной мускулатуры. В обзоре К. Chowdhary и соавт. (2024) показано, что ЭСВ обладает высоким потенциалом для выявления патологических изменений мышечной ткани при различных заболеваниях и травмах опорно-двигательного аппарата, обеспечивая объективную количественную оценку изменений механических свойств тканей [16].

Полученные нами данные также согласуются с результатами исследований воспалительных и некротизирующих миопатий. В проспективном исследовании пациентов с иммуноопосредованной некротизирующей миопатией было показано, что показатели ЭСВ изменяются параллельно клинической активности заболевания и могут использоваться для динамического мониторинга поражения мышечной ткани [17]. Особый интерес представляет группа иммуноопосредованных некротизирующих миопатий, патоморфологически характеризующихся выраженным повреждением мышечных волокон и развитием мышечного отека, что частично соответствует механизмам, наблюдаемым при РМ.

Дополнительное подтверждение перспективности метода получено в исследованиях критически больных пациентов. А. Flatres и соавт. (2020) продемонстрировали высокую воспроизводимость ЭСВ при исследовании диафрагмы и мышц конечностей в отделениях интенсивной

терапии, показав возможность количественной оценки качества мышечной ткани непосредственно у постели больного [18]. В свою очередь А. Rossi и соавт. (2022) сообщили о снижении показателей жесткости мышц у пациентов с критической миопатией, что свидетельствует о способности ЭСВ отражать структурные изменения мышечной ткани при тяжелых системных заболеваниях [13].

Следует обратить внимание на выявленное отсутствие значимой корреляции между абсолютными значениями скорости сдвиговой волны, полученными на двух ультразвуковых системах. Данный результат соответствует современным представлениям о межаппаратной вариабельности эластографических измерений. В исследовании А.М. Alfuraih и соавт. (2017) было показано, что различные ультразвуковые платформы могут демонстрировать различия абсолютных значений скорости сдвиговой волны даже при исследовании одних и тех же мышц, тогда как диагностическая информативность метода сохраняется [19]. Аналогичные выводы были получены С. Ferraioli и соавт. (2019) при оценке жесткости печени на различных системах ультразвуковой визуализации [20].

Полученные результаты следует рассматривать в контексте современных исследований, посвященных применению количественного ультразвукового анализа скелетных мышц у пациентов в критических состояниях. В последние годы отмечается существенный рост интереса к использованию эластографии сдвиговой волной для объективной оценки механических свойств мышечной ткани. Согласно обзору К. Chowdhary и соавт. (2024), ЭСВ является одним из наиболее перспективных методов количественной оценки патологии скелетных мышц, позволяя выявлять изменения механических характеристик тканей при различных травматических, воспалительных и дегенеративных процессах. Авторы подчеркивают высокую чувствительность метода к структурным изменениям мышечной ткани и необходимость дальнейшей стандартизации методики исследования скелетной мускулатуры [16].

Особый интерес представляют исследования пациентов отделений интенсивной терапии, поскольку большинство пациентов с нетравматическим РМ в настоящей работе также находились в критическом состоянии. S. Yin и соавт. (2025), А.М. Chaves и соавт. (2025) показали, что использование ЭСВ позволяет выявлять изменения жесткости прямой мышцы бедра и про-

межуточной широкой мышцы бедра у пациентов с полимионейропатией критических состояний. Авторы продемонстрировали диагностическую значимость количественных показателей ЭСВ и подтвердили возможность объективного мониторинга состояния мышечной ткани непосредственно у постели больного [21, 22]. Хотя исследуемая патология отличается от РМ, оба состояния сопровождаются выраженным повреждением мышечных волокон и изменением структуры мышечной ткани.

Таким образом, результаты настоящего исследования хорошо согласуются с современными международными данными, свидетельствующими о высокой информативности количественных ультразвуковых методов при различных вариантах мышечного повреждения. В то же время анализ литературы показывает, что клинические исследования, непосредственно посвященные применению ЭСВ при РМ, практически отсутствуют. Настоящая работа представляет собой актуальное клиническое исследование, посвященное использованию ЭСВ при нетравматическом РМ.

Практическое значение полученных результатов заключается в возможности быстрого неинвазивного выявления поражения скелетной мускулатуры непосредственно у постели пациента. В отличие от лабораторных методов, требующих времени для получения результатов, ЭСВ позволяет выполнить исследование в режиме реального времени и сразу получить количественную характеристику состояния мышечной ткани. Это особенно актуально для пациентов отделений реанимации и интенсивной терапии, у которых РМ нередко развивается на фоне сепсиса, тяжелой инфекции, полиорганной недостаточности и других критических состояний.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Эластография сдвиговой волной является высокоинформативным, воспроизводимым и неинвазивным методом диагностики нетравматического рабдомиолиза. Выявленные умеренные обратные корреляции между скоростью сдвиговой волны и уровнем КФК подтверждают, что метод отражает степень повреждения мышечной ткани. Методика эластографии сдвиговой волной показала высокую диагностическую значимость в определении факта наличия нетравматического рабдомиолиза (AUC ROC (Siemens Acuson S2000) – 0,982; AUC ROC (Canon Aplio i800) –

0,997). Применение обоих датчиков (9L4 и i18LX5) продемонстрировало высокую диагностическую эффективность и почти полное согласие результатов (каппа Козна = 0,95), то обосновывает возможность применения любого из исследованных датчиков для диагностики нетравматического рабдомиолиза на ранних стадиях. Значение скорости сдвиговой волны менее 1,3 м/с позволяет с высокой вероятностью диагностировать нетравматический рабдомиолиз (Siemens Acuson S2000: чувствительность 98%, специфичность 99%; Canon Aplio i800: чувствительность 98%, специфичность 100%). Полученные данные обосновывают внедрение методики эластографии сдвиговой волной для раннего выявления нетравматического рабдомиолиза в отделениях реанимации и интенсивной терапии.

Участие авторов

Гаранкин Н.А. – проведение исследования, разработка концепции и дизайна исследования, написание текста, подготовка и редактирование текста, утверждение окончательного варианта статьи, ответственность за целостность всех частей статьи.

Поткин С.Б. – участие в проведении исследования, разработке концепции и дизайна исследования, редактирование текста.

Зубарев А.В. – участие в проведении исследования, разработке концепции и дизайна исследования, финальное редактирование текста.

Лозовский В.В. – участие в разработке концепции и дизайна исследования, редактирование текста.

Все авторы внесли значимый вклад в подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией.

Author's participation

Garankin N.A. – conducting the research, development of the study concept and design, writing the text, preparation and editing of the text, approval of the final version of the article, responsibility for the integrity of all parts of the article.

Potkin S.B. – participation in conducting the research, development of the concept and design of the study, editing the text.

Zubarev A.V. – participation in conducting the research, development of the concept and design of the study, final editing of the text.

Lozovsky V.V. – participation in the development of the concept and design of the study, editing the text.

All authors made a significant contribution to the preparation of the article, read and approved the final version before publication.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ
[REFERENCES]

1. Bosch X., Poch E., Grau J.M. Rhabdomyolysis and acute kidney injury. *N. Engl. J. Med.* 2009; 361: 62–72. <https://doi.org/10.1056/NEJMra0801327>
2. Cervellin G., Comelli I., Lippi G. Rhabdomyolysis: historical background, clinical, diagnostic and therapeutic features. *Clin. Chem. Lab. Med.* 2010; 48 (6): 749–756. <https://doi.org/10.1515/CCLM.2010.151>
3. Shapiro M.L., Baldea A., Luchette F.A. Rhabdomyolysis in the Intensive Care Unit. *J. Intensive Care Med.* 2012; 27 (6): 335–342. <https://doi.org/10.1177/0885066611402150>
4. Safari S., Yousefifard M., Hashemi B. et al. The value of serum creatine kinase in predicting the risk of rhabdomyolysis-induced acute kidney injury: a systematic review and meta-analysis. *Clin. Exp. Nephrol.* 2016; 20 (2): 153–161. <https://doi.org/10.1007/s10157-015-1204-1>
5. Lu C.H., Tsang Y.M., Yu C.W. et al. Rhabdomyolysis: magnetic resonance imaging and computed tomography findings. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2007; 31 (3): 368–374. <https://doi.org/10.1097/01.rct.0000250115.10457.e9>
6. Sigrist R.M.S., Liao J., Kaffas A.E. et al. Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications. *Theranostics.* 2017; 7 (5): 1303–1329. <https://doi.org/10.7150/thno.18650>
7. Bamber J., Cosgrove D., Dietrich C.F. et al. EFSUMB guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography. Part 1. *Ultraschall. Med.* 2013; 34 (2): 169–184. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1335205>
8. Zaidman C.M., Wu J.S., Kapur K. et al. Quantitative muscle ultrasound detects disease progression in Duchenne muscular dystrophy. *Ann. Neurol.* 2017; 81 (5): 633–640. <https://doi.org/10.1002/ana.24904>
9. Yang J., Zhou J., Wang X. et al. Risk factors for severe acute kidney injury among patients with rhabdomyolysis. *BMC Nephrol.* 2020; 21 (1): 498. <https://doi.org/10.1186/s12882-020-02104-0>
10. Mikkelsen T.S., Toft P. Prognostic value, kinetics and effect of CVVHDF on serum of the myoglobin and creatine kinase in critically ill patients with rhabdomyolysis. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2005; 49 (6): 859–864. <https://doi.org/10.1111/j.1399-6576.2005.00577.x>
11. Hebert J.F., Burfeind K.G., Malinoski D. et al. Molecular Mechanisms of Rhabdomyolysis-Induced Kidney Injury: From Bench to Bedside. *Kidney Int. Rep.* 2023; 8 (1): 17–29. <https://doi.org/10.1016/j.ekir.2022.09.026>
12. Pillen S., van Alfen N., Zwarts M.J. Muscle ultrasound in neuromuscular disorders. *Muscle Nerve.* 2008; 40 (1): 4–17. <https://doi.org/10.1002/mus.21015>
13. Rossi A., Mandili G., Fava C. et al. Ultrasound shear wave elastography in critical illness myopathy: preliminary findings. *Intensive Care Med. Exp.* 2022; 10 (Suppl.): 24.
14. Гаранкин Н.А., Фёдорова А.А., Зубарев А.В. Эластография сдвиговой волной в оценке структуры четырехглавой мышцы бедра в норме. *Кремлевская медицина. Клинический вестник.* 2023; 1: 15–19. <https://doi.org/10.48612/cgma/bn55-ru8k-ehxa>
Garankin N.A., Fedorova A.A., Zubarev A.V. Shear wave elastography in assessing the structure of the quadriceps femoris muscle in normal subjects. *Kremlin Medicine Journal. Clinical Bulletin.* 2023; 1: 15–19. <https://doi.org/10.48612/cgma/bn55-ru8k-ehxa> (In Russian)
15. Stiver M.L., Mirjalili S.A., Agur A.M.R. Measuring Shear Wave Velocity in Adult Skeletal Muscle with Ultrasound 2-D Shear Wave Elastography: A Scoping Review. *Ultrasound Med. Biol.* 2023; 49 (6): 1353–1362. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2023.02.005>
16. Chowdhary K., Raum G., Visco C. Diagnostic Utility of Shear Wave Elastography in Musculoskeletal Injuries: A Narrative Review. *PM R.* 2024; 16 (4): 384–397. <https://doi.org/10.1002/pmrj.13179>
17. Silva I.N., Kharat A., Marzano F. et al. Unsuccessful Weaning From Mechanical Ventilation in a Patient With an Immune-Mediated Necrotizing Myopathy: A Case Report That Demonstrates the Usefulness of Shear-Wave Elastography. *Chest.* 2024; 165 (6): e177–e185. <https://doi.org/10.1016/j.chest.2024.01.002>
18. Flatres A., Aarab Y., Nougaret S. et al. Real-time shear wave ultrasound elastography: a new tool for the evaluation of diaphragm and limb muscle stiffness in critically ill patients. *Crit. Care.* 2020; 24 (1): 34. <https://doi.org/10.1186/s13054-020-2745-6>
19. Alfuraih A.M., O'Connor P., Tan A.L. et al. An investigation into the variability between different shear wave elastography systems in muscle. *Med. Ultrason.* 2017; 19 (4): 392–400. <https://doi.org/10.11152/mu-1217>
20. Ferraioli G., De Silvestri A., Lissandrini R. et al. Evaluation of Inter-System Variability in Liver Stiffness Measurements. *Ultraschall Med.* 2019; 40 (1): 64–75. <https://doi.org/10.1055/a-0828-8079>
21. Yin S., Zheng S., Li J. et al. Assessing Intensive Care Unit Acquired Weakness: An Observational Study Using Quantitative Ultrasound Shear Wave Elastography of the Rectus Femoris and Vastus Intermedius. *Ultrasound Med. Biol.* 2025; 51 (2): 235–241. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2024.07.011>
22. Chaves A.M., Torres S.J., Palacios L. et al. Prospective ultrasonographic evaluation of femoral and vastus intermedius muscles as predictors of ICU-acquired weakness in critically ill patients. *J. Ultrasound.* 2025; 28 (2): 447–454. <https://doi.org/10.1007/s40477-025-01013-y>

Diagnostic value of acoustic radiation force impulse shear wave elastography in the early detection of non traumatic rhabdomyolysis

N.A. Garankin^{1,2*}, S.B. Potkin^{1,2}, A.V. Zubarev^{1,2}, V.V. Lozovskiy^{1,3}

¹ Central State Medical Academy of the Presidential Administration of the Russian Federation; 19-1A, Marshal Timoshenko str., Moscow 121359, Russian Federation

² Clinical hospital No1 of the Presidential Administration of the Russian Federation; 10, Starovolynskaya str., Moscow 121352, Russian Federation

³ Central Clinical Hospital of the Presidential Administration of the Russian Federation; 15, Marshal Timoshenko str., Moscow 121359, Russian Federation

Nikita A. Garankin – MD, Assistant of the Department of Radiology and Radiotherapy, Central State Medical Academy of the Presidential Administration of the Russian Federation; Ultrasound Diagnostic Physician of the Department of Ultrasound Diagnostics, Clinical hospital No1 of the Presidential Administration of the Russian Federation. <https://orcid.org/0000-0002-7099-7139>

Sergey B. Potkin – MD, PhD (Med.), Associate Professor of the Department of Radiology and Radiotherapy, Central State Medical Academy of the Presidential Administration of the Russian Federation; Ultrasound Diagnostic Physician of the Department of Ultrasound Diagnostics, Clinical hospital No1 of the Presidential Administration of the Russian Federation, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-6586-1640>

Alexander V. Zubarev – MD, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of the Department of Radiology and Radiotherapy, Central State Medical Academy of the Presidential Administration of the Russian Federation; Scientific Supervisor of Radiology, Ultrasound Diagnostic Physician of the Department of Ultrasound Diagnostics, Clinical hospital No1 of the Presidential Administration of the Russian Federation, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-9318-5010>

Vladislav V. Lozovskiy – Postgraduate student of the Department of Radiology and Radiotherapy, Central State Medical Academy of the Presidential Administration of the Russian Federation; Radiologist of the Department of X-ray Diagnostics and Tomography, Central Clinical Hospital of the Presidential Administration of the Russian Federation. <https://orcid.org/0009-0005-8905-9926>

Correspondence* to Nikita A Garankin – e-mail: ngarankin2403@mail.ru

Diagnosis of non traumatic rhabdomyolysis presents a considerable diagnostic challenge due to its subtle clinical presentation. Existing laboratory methods — in particular, assessment of creatine phosphokinase (CPK) levels — do not allow for rapid point-of-care diagnosis. Therefore, evaluation of diagnostic value of shear wave elastography, a technique capable of promptly detecting muscle tissue damage, is of high relevance.

Aim: to evaluate the diagnostic value of shear wave elastography in detecting non traumatic rhabdomyolysis using 4–9 MHz and 5–18 MHz ultrasound probes.

Material and methods. A prospective case-control study compared shear-wave velocity (Vs) in the quadriceps femoris muscle between two groups: 45 patients with confirmed non-traumatic rhabdomyolysis (median age 81.0 [68.0; 90.0] years) and 82 healthy volunteers. All patients were sequentially examined with the use of two expert ultrasound systems: Siemens Acuson S2000 (9L4 probe, 4.0–9.0 MHz) and Canon Aplio i800 (i18LX5 probe, 5.0–18.0 MHz). Correlation and ROC analyses were performed. The following factors influencing muscle tissue stiffness values were assessed: thickness of the muscle tissue and subcutaneous fat, age, and plasma concentrations of CPK and myoglobin.

Results. Vs was significantly lower in rhabdomyolysis patients (1.12 m/s and 1.08 m/s, respectively) than in controls (2.38 m/s and 2.48 m/s; $p < 0.001$). A moderate inverse correlation was found between Vs and creatine kinase level (r_s from -0.370 to -0.481 ; $p < 0.05$). A threshold Vs < 1.3 m/s yielded high diagnostic accuracy (AUC 0.982–0.997; sensitivity 98%, specificity 99–100%) in rhabdomyolysis. Age, sex, subcutaneous fat thickness and muscle thickness did not significantly affect Vs.

Conclusion. SWE is a highly informative, reproducible, and non invasive method for non traumatic rhabdomyolysis diagnosis. A threshold Vs < 1.3 m/s serves as a highly accurate diagnostic criterion, making the technique promising for use in intensive care units.

Keywords: rhabdomyolysis; shear wave elastography; quadriceps femoris muscle; ultrasound; intensive care

Conflict of interests. The authors have no conflicts of interest to declare.

Financing. This study had no sponsorship.

Citation: Garankin N.A., Potkin S.B., Zubarev A.V., Lozovskiy V.V. Diagnostic value of acoustic radiation force impulse shear wave elastography in the early detection of non traumatic rhabdomyolysis. *Ultrasound and Functional Diagnostics*. 2026; 32 (3): 91–101. <https://doi.org/10.24835/1607-0771-362> (In Russian)

Received: 30.10.2025.

Accepted for publication: 16.06.2026.

Published online: 16.09.2026.