

ЭЛАСТОГРАФИЯ СДВИГОВОЙ ВОЛНЫ В ОЦЕНКЕ СТРУКТУРЫ ЧЕТЫРЕХГЛAVОЙ МЫШЦЫ БЕДРА В НОРМЕ

Н.А. Гаранкин^{1,2*}, А.А. Фёдорова^{1,2}, А.В. Зубарев^{1,2}

¹ФГБУ «Клиническая больница № 1» Управления делами Президента РФ, Москва

²ФГБУ ДПО «Центральная государственная медицинская академия» Управления делами Президента РФ, Москва

SHEAR WAVE ELASTOGRAPHY IN THE EVALUATION OF 4-HEAD FEMORAL MUSCLE STRUCTURE IN THE NORMAL STATE

N.A. Garankin^{1,2*}, A.A. Fedorova^{1,2}, A.V. Zubarev^{1,2}

¹Clinical Hospital № 1 of Department of Presidential Affairs, Moscow, Russia

²Central State Medical Academy of Department of Presidential Affairs, Moscow, Russia

* E-mail: ngarankin2403@mail.ru

Аннотация

В последнее время методы эластографии сдвиговой волны все чаще используются в качестве диагностического инструмента, помогающего оценить жесткость мышц и дополнить информацию, полученную с помощью ультразвукового исследования в В-режиме у пациентов с различными нейромышечными заболеваниями. Понимание факторов, определяющих воспроизводимость и надежность измерений количественных показателей скорости сдвиговой волны в неизмененных мышцах, является залогом получения корректных результатов при оценке их патологических изменений. **Материалы и методы.** Нами были проанализированы данные средних значений скорости сдвиговой волны четырехглавой мышцы бедра у 82 добровольцев, полученные при помощи двух ультразвуковых аппаратов. Первая группа состояла из 40 лиц мужского (14 (35%)) и женского (26 (65%)) пола в возрасте от 18 до 32 лет (средний возраст – 25.0 лет). Вторая группа включала 42 исследуемых: лица мужского (19 (45.2%)) и женского (23 (54.8%)) пола в возрасте от 39 до 97 лет (средний возраст – 70.3 года). Проведена оценка следующих факторов, влияющих на значения жесткости мышечной ткани: возраст, пол, толщина мышечной ткани и подкожно-жировой клетчатки, индекс массы тела. **Результаты.** Среднее значение скорости сдвиговой волны на обоих аппаратах составило соответственно 2.38 и 2.48 м/с. Значения скорости сдвиговой волны на обоих ультразвуковых сканерах продемонстрировали достаточную степень однородности и ожидаемые корреляционные связи с полом, возрастом и толщиной мышечной ткани. В первой группе при измерении показателей скорости сдвиговой волны не выявлено значимой корреляции с возрастом, толщиной мышечной ткани, подкожно-жировой клетчатки и индексом массы тела ($p > 0.05$). При проверке гипотезы о влиянии пола на показатели относительной жесткости мышечной ткани для первой группы значимой зависимости установлено не было ($p > 0.05$); также не выявлена статистически значимая связь между значениями скорости сдвиговой волны, полученными на разных аппаратах ($p > 0.05$). Во второй группе при измерении показателей скорости сдвиговой волны не выявлено значимой корреляции с толщиной подкожно-жировой клетчатки и индексом массы тела ($p > 0.05$). При проверке гипотезы о влиянии пола на значение скорости сдвиговой волны для второй группы значимая зависимость установлена только для значений, полученных на аппарате Canon Aplio i800 ($U = 126.0$; $p = 0.018$). Выявлена значимая умеренная прямая связь между возрастом и значениями скорости сдвиговой волны, полученными как на аппарате Siemens ACUSON s2000 ($r_p = 0.446$; $p = 0.031$), так и на аппарате Canon Aplio i800 ($r_p = 0.458$; $p = 0.002$) для исследуемых пациентов второй группы. **Заключение.** Предложенные методологические подходы к выполнению исследования и использование стандартизированных измерений позволяют рассматривать метод эластографии сдвиговой волны в качестве перспективного дополнительного метода диагностики широкого спектра заболеваний мышечной ткани.

Ключевые слова: ультразвуковое исследование мышц, эластография сдвиговой волны, четырехглавая мышца бедра.

Abstract

Recently, shear wave elastography (SWE) techniques have been used more and more often as a diagnostic tool assessing muscle stiffness and adding information obtained by B-mode ultrasound in patients with various neuromuscular diseases. To understand factors which determine reproducibility and reliability of quantitative measurements of shear wave velocity in intact muscles is a key point for obtaining correct results when assessing their pathological changes. **Materials and methods.** The authors have analyzed findings on average values of shear wave velocity of the quadriceps femoris in 82 volunteers after their examination with two ultrasound devices. The first group consisted of 40 subjects: 14 males (35%) and 26 females (65%), aged 18–32 (average age 25.0 years). The second group included 42 subjects: 19 males (45.2%) and 23 females (54.8%), aged 39–97 (average age 70.3 years). The following parameters influencing muscle tissue stiffness were evaluated: age, gender, thickness of muscle tissue and subcutaneous fat, body mass index. **Results.** The average shear wave velocity in both devices was 2.38 m/s and 2.48 m/s, respectively. Shear wave velocities in both ultrasound scanners showed a reasonable degree of homogeneity and expected correlations with sex, age and muscle thickness. In the first group, the measured shear wave velocity did not show any significant correlation with age, muscle tissue thickness, subcutaneous fat and body mass index ($p > 0.05$). When testing the hypothesis on the impact of sex at relative stiffness of muscle tissue in the first group, no significant dependence was also found ($p > 0.05$); no statistically significant relationship between values of shear wave velocity obtained at different devices ($p > 0.05$) was found either. In the second group, the measured shear wave velocity did not show any significant correlation with the

thickness of subcutaneous fat and body mass index ($p > 0.05$). The authors also tested hypothesis on the impact of gender at values of shear wave velocity in the second group; a significant dependence was found only for values obtained at Canon Aplio i800 device ($U = 126.0$; $p = 0.018$). A significant moderate direct relationship was found between age and shear wave velocity values obtained both at Siemens ACUSON s2000 ($r_p = 0.446$; $p = 0.031$) and at Canon Aplio i800 ($r_p = 0.458$; $p = 0.002$) devices in the second group.

Conclusion. The proposed methodological approaches and standardized measurements applied in the study have demonstrated that shear wave elastography (SWE) is a promising additional option for diagnosing a wide range of muscular tissue diseases.

Key words: muscle ultrasound, shear wave elastography, quadriceps femoris.

Ссылка для цитирования: Гаранкин Н.А., Фёдорова А.А., Зубарев А.В. Эластография сдвиговой волны в оценке структуры четырехглавой мышцы бедра в норме. Кремлевская медицина. Клинический вестник. 2023; 1: 15–19.

Методы визуализации играют важную роль в клиническом ведении пациентов с миопатией (нейромышечными, ревматическими, воспалительными и другими заболеваниями мышечной ткани), позволяя не только диагностировать наличие патологии, определять терапевтические подходы к лечению, но и контролировать прогрессирование заболевания при исследованиях в динамике [1]. Для оценки нейромышечной патологии на сегодняшний день доступны к использованию различные неинвазивные лучевые методы диагностики: компьютерная томография, магнитно-резонансная томография и ультразвуковой (УЗ) метод. УЗ-метод исследования представляется наиболее оптимальным для исследования мышц благодаря ряду достоинств: широкая доступность, мобильность аппаратуры, отсутствие противопоказаний, быстрота выполнения исследования и получения результатов, отсутствие лучевой нагрузки, возможность выполнения многократных исследований в динамике, в том числе и у постели больного [2]. В В-режиме возможно качественно оценить эхогенность и структуру мышц, измерить их толщину и объем.

Стремительное развитие ультразвуковой диагностики привело к появлению новых методик, одной из которых является эластография сдвиговой волны (ЭСВ), позволяющая оценить количественные показатели жесткости мышечной ткани по аналогии с эластометрией печени, что дает возможность объективизировать УЗ-метод, снизить его оператор-зависимость и повысить воспроизводимость получаемых данных [1]. Работы, посвященные применению метода ЭСВ в диагностике патологий костно-мышечной системы, на сегодняшний день достаточно широко представлены в литературе, однако характеризуются малым числом наблюдений, вариабельностью показателей жесткости, отсутствием стандартизированной методики измерений [3–6].

До сих пор не существует единой точки зрения относительно значений нормы показателей жесткости мышечной ткани по данным ЭСВ, что не дает возможности однозначно оценивать клиническую значимость этой методики при оценке изменений структуры мышц при различных патологиях.

Цель исследования – определить средние показатели жесткости мышечной ткани у добровольцев разных возрастных групп, полученные с помощью методик эластографии сдвиговой волны.

Материалы и методы

С целью изучения референсных показателей жесткости мышечной ткани нами было обследовано 89 здоровых добровольцев в возрасте от 18 до 97 лет (медиана – 39.5 лет) без патологии мышечной ткани в анамнезе. Данные семи добровольцев были исключены из статистической обработки в связи с указанием на употребление лекарственных средств на системной основе, наличием заболеваний суставов, занятиями профессиональными видами спорта. Вошедшие в исследование 82 добровольца были разделены на две группы по возрастному критерию с целью оценки степени влияния возрастных изменений мышечной ткани на показатели ее жесткости. Первая группа состояла из 40 лиц

мужского (14 (35%)) и женского (26 (65%)) пола в возрасте от 18 до 32 лет (средний возраст – 25.0 лет). Вторая группа включала 42 исследуемых: лиц мужского (19 (45.2%)) и женского (23 (54.8%)) пола в возрасте от 39 до 97 лет (средний возраст – 70.3 лет). Были оценены факторы, влияющие на значения жесткости мышечной ткани: возраст, пол, толщина мышечной ткани и подкожно-жировой клетчатки (ПЖК) в зоне интереса, а также индекс массы тела (ИМТ).

Ультразвуковое исследование (УЗИ) с применением технологии ЭСВ по стандартизированной методологии было проведено одним исследователем, имеющим опыт работы с ЭСВ более трех лет, на двух аппаратах экспертного класса: Siemens ACUSON s2000 (технология ARFI) и Canon Aplio i800 (технология 2D SWE). При выполнении УЗИ соблюдался ряд определенных условий: исследование проводили без предварительной физической нагрузки, до начала УЗИ добровольцу предлагали в течение пяти минут находиться в состоянии покоя в положении лежа на кушетке с расслабленными конечностями; в исследуемой конечности должны были отсутствовать движение и сгибание. В качестве объекта исследования использовали четырехглавую мышцу бедра, а именно прямую и промежуточную мышцы. При выборе исследуемой нижней конечности (правой/левой) принималось во внимание, левой или правой является доброволец (100% вошедших в основную группу добровольцев были правшами).

Ультразвуковой линейный датчик устанавливали перпендикулярно поверхности бедренной кости, в проекции средней трети исследуемого бедра, на глубине, соответствующей середине толщи прямой мышцы бедра. Во избежание эффекта анизотропии, характерного для скелетных мышц, все измерения проводили при положении датчика, ориентированном продольно по отношению к мышечным волокнам. Сканирование проводили в продольном положении (рис. 1). Характеристики частоты сканирования, положение фокуса и TGC-слайдеров во время исследования не меняли.

После предварительной обзорной оценки структуры мышцы в В-режиме для исключения наличия травматических изменений либо признаков атрофии мышечных волокон (таковых изменений у обследуемых выявлено не было) всем добровольцам последовательно измеряли толщину четырехглавой мышцы (суммационной толщины прямой и промежуточной мышц) и слоя ПЖК на обоих аппаратах (рис. 2).

После этого активировали режим ЭСВ и измеряли жесткость прямой мышцы, как наиболее поверхностно расположенной. ЭСВ на обоих аппаратах выполняли без оказания компрессии на мягкие ткани, без использования гелевой подушки. Область интереса (ROI) при выполнении ЭСВ устанавливали в толще мышечного брюшка прямой мышцы вдали от эпимизия, апоневротических и мышечно-сухожильных структур, а также сосудов (рис. 3). Глубина установки ROI различалась между пациентами из-за различия в телосложении и степени развития ПЖК, площадь ROI была одинакова для всех добровольцев. Фиксировали

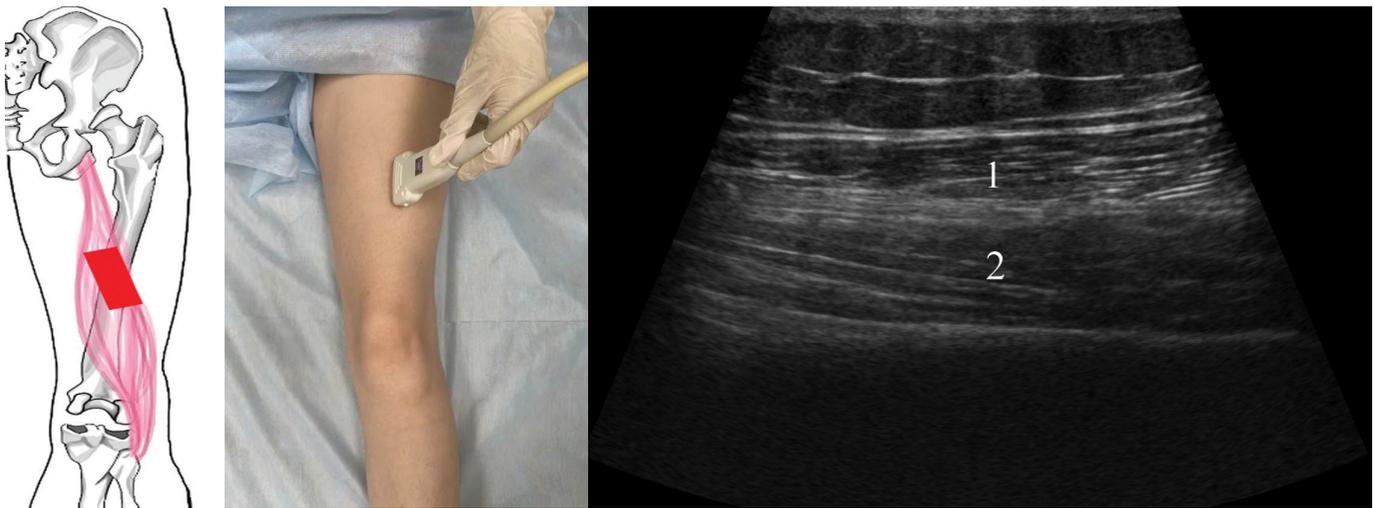


Рис. 1. Положение датчика при продольном сканировании четырехглавой мышцы бедра и соответствующее УЗ-изображение: 1 – прямая мышца бедра; 2 – промежуточная мышца бедра

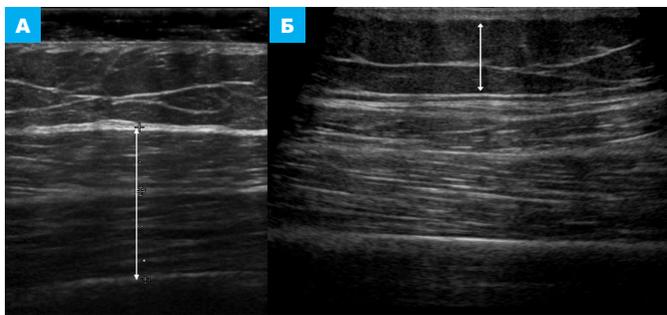


Рис. 2. Измерение толщины прямой и промежуточной мышцы (А) и толщины ПЖК (Б)

десять последовательных измерений жесткости в м/с на обоих аппаратах с вычислением среднего значения и последующей сравнительной оценкой показателей.

Статистическую обработку данных проводили при помощи программного пакета Statistica 13.5.0 (StatSoft, США). Для корреляционного анализа при распределении, отличном от нормального, рассчитывали критерий Спирмена (r_s). Корреляционная связь считалась слабой при $|r| < 0.3$, умеренной при $0.3 \leq |r| < 0.7$ и сильной при $|r| \geq 0.7$. При $r > 0$ корреляционная связь считалась прямой, а в случае $r < 0$ связь считалась обратной. Корреляционная связь считалась значимой при $p < 0.05$.

Результаты

При исследовании в В-режиме медианное значение толщины четырехглавой мышцы бедра среди всех добровольцев ($n = 82$) составило 22.6 мм (варьировала от 8.5 до 36.6 мм). Толщина ПЖК в области передней поверхности бедра варьировала от 3.2 до 30.0 мм (медианная толщина – 9.35 мм). Значение ИМТ

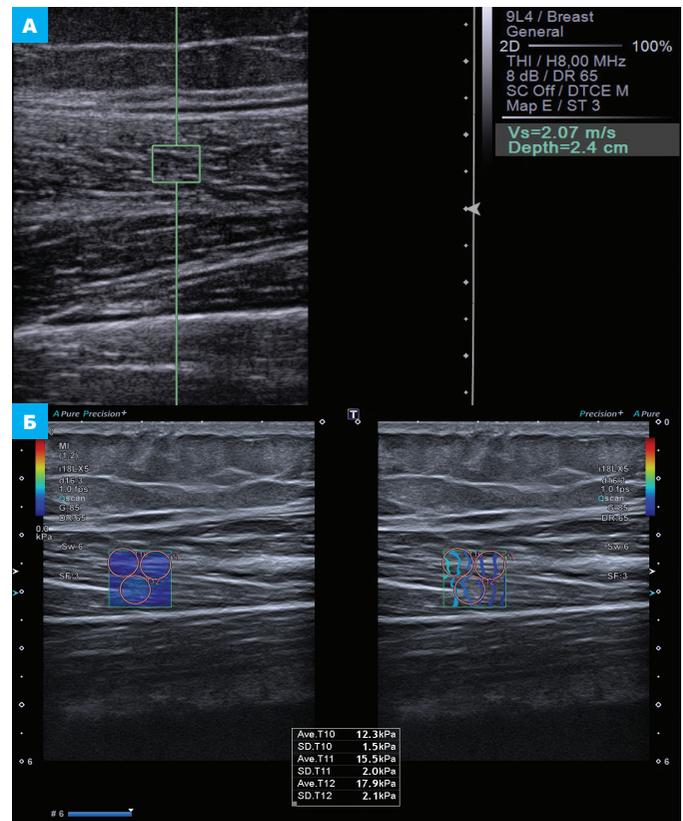


Рис. 3. Эластография сдвиговой волны. Установка ROI в проекции толщи прямой мышцы бедра на аппаратах Siemens ACUSON s2000 (А) и Canon Aplio i800 (Б)

Показатели среднего значения и медианы для измерений, выполненных у пациентов анализируемых групп

Выборочная совокупность (n=82)	Толщина четырехглавой мышцы, мм	Толщина ПЖК, мм	ИМТ	Siemens ACUSON s2000, скорость сдвиговой волны, м/с	Canon Aplio i800, скорость сдвиговой волны, м/с
Основная группа (n=82)	От 8.5 до 36.6 (медиана – 22.6)	От 3.2 до 30.0 (медиана – 9.35)	От 19.36 до 45.72 (медиана – 27.04)	От 1.23 до 3.83 (среднее значение – 2.38)	От 1.39 до 3.29 (среднее значение – 2.48)
Первая группа (n=40)	От 12.5 до 36.6 (медиана – 24.4)	От 3.2 до 21.7 (среднее значение – 9.45)	От 20.31 до 34.53 (среднее значение – 25.69)	От 1.84 до 3.31 (среднее значение – 2.49)	От 1.88 до 3.29 (среднее значение – 2.58)
Вторая группа (n=42)	От 8.5 до 31.7 (среднее значение – 20.8)	От 3.3 до 30.0 (медиана – 9.3)	От 19.36 до 45.72 (среднее значение – 29.75)	От 1.23 до 3.83 (среднее значение – 2.28)	От 1.39 до 3.26 (среднее значение – 2.38)



Рис. 4. Значения скорости сдвиговой волны у добровольцев основной группы (Siemens ACUSON s2000) (n = 82)



Рис. 5. Значения скорости сдвиговой волны у добровольцев основной группы (Canon Aplio i800) (n = 82)

варьировало от 19.36 до 45.72 (медианное значение – 27.04). Сводные данные по измеренным параметрам у добровольцев первой и второй групп представлены в таблице.

По данным ЭСВ, значение скорости сдвиговой волны, рассчитанное на аппарате Siemens ACUSON s2000, для всех исследуемых основной группы варьировало от 1.23 до 3.83 м/с (среднее значение – 2.38 м/с) (рис. 4); на аппарате Canon Aplio i800 – от 1.39 до 3.29 м/с (среднее значение – 2.48 м/с) (рис. 5). У мужчин значение скорости сдвиговой волны на аппарате Siemens ACUSON s2000 варьировало от 1.23 до 3.83 м/с; среднее значение составило 2.47 м/с (от 1.98 до 2.97 м/с); на аппарате Canon Aplio i800 – от 1.39 до 3.26 м/с; среднее значение – 2.53 м/с (от 2.07 до 2.97 м/с). У женщин значение скорости сдвиговой волны на аппарате Siemens ACUSON s2000 варьировало от 1.65 до 3.31 м/с; медианное значение – 2.28 м/с (от 1.90 до 2.66 м/с); на аппарате Canon Aplio i800 – от 1.88 до 3.29 м/с; медианное значение – 2.35 м/с (от 2.00 до 2.69 м/с).

Значение скорости сдвиговой волны на аппарате Siemens ACUSON s2000 у добровольцев первой группы варьировало от 1.84 до 3.31 м/с (среднее значение – 2.49 м/с), у добровольцев второй группы – от 1.23 до 3.83 м/с (среднее значение – 2.28 м/с).

Значение скорости сдвиговой волны на аппарате Canon Aplio i800 у добровольцев первой группы варьировало от 1.88 до 3.29 м/с (среднее значение – 2.58 м/с), у добровольцев второй группы – от 1.39 до 3.26 м/с (среднее значение – 2.38 м/с).

Корреляционный анализ измеренных значений скорости сдвиговой волны с толщиной мышцы в зоне интереса показал значимую слабую обратную связь для значений, полученных с использованием методики ЭСВ на аппарате Siemens ACUSON s2000 для всей основной группы ($r_s = -0.297$; $p = 0.018$), и отсут-

ствие значимой связи с толщиной четырехглавой мышцы на аппарате Canon Aplio i800 ($p > 0.05$). Было выявлено отсутствие значимой связи значений скорости сдвиговой волны с толщиной ПЖК и ИМТ на обоих ультразвуковых аппаратах для всех добровольцев основной группы ($p > 0.05$). При проверке гипотезы о влиянии пола на скорость сдвиговой волны у исследуемых основной группы значимая зависимость была установлена только для значений, полученных на аппарате Canon Aplio i800 ($U = 534.0$; $p = 0.009$).

В первой группе измеренные показатели скорости сдвиговой волны не показали значимой корреляции с возрастом, толщиной мышечной ткани, ПЖК и ИМТ ($p > 0.05$). При проверке гипотезы о влиянии пола на показатели относительной жесткости мышечной ткани для первой группы значимой зависимости установлено не было ($p > 0.05$); также не выявлена статистически значимая связь между значениями скорости сдвиговой волны, полученными на разных аппаратах с использованием соответствующей методики эластографии ($p > 0.05$).

Во второй группе измеренные показатели скорости сдвиговой волны не показали значимой корреляции с толщиной ПЖК и ИМТ ($p > 0.05$). При проверке гипотезы о влиянии пола на значение скорости сдвиговой волны для второй группы значимая зависимость установлена только для значений, полученных на аппарате Canon Aplio i800 ($U = 126.0$; $p = 0.018$). Выявлена значимая умеренная прямая связь между возрастом и значениями скорости сдвиговой волны, полученными как на аппарате Siemens ACUSON s2000 ($r_p = 0.446$; $p = 0.031$), так и на аппарате Canon Aplio i800 ($r_p = 0.458$; $p = 0.002$) для исследуемых второй группы. Во второй группе также не выявлена статистически значимая связь между значениями скорости сдвиговой волны, получен-

ными на разных аппаратах с использованием соответствующей методики ЭСВ ($p > 0.05$).

Обсуждение

Не вызывает сомнений, что при выполнении ЭСВ мышечной ткани следует придерживаться единого алгоритма исследования. Рядом исследователей предпринимались попытки представить рекомендации по стандартизации метода ЭСВ для получения оптимальных данных [7]. На вариабельность результатов жесткости скелетных мышц при выполнении ЭСВ могут влиять многие факторы: использование различных единиц измерения (м/с и кПа), глубины установки окна опроса [8], выбранные частотные характеристики датчиков, степень оказываемой компрессии на мягкие ткани. Имеются сообщения о том, что жесткость мышц бедра у левой и правой, а также жесткость мышц верхних и нижних конечностей может отличаться. В работе А.М. Alfuraih и соавт. (2017) было показано, что достоверность измерений жесткости оказалась выше для поверхностно расположенных мышц по сравнению с более глуболежащими мышцами [7].

Стоит также отметить, что в диагностических системах различных фирм-производителей применяются различные технологии ЭСВ (например, ARFI, 2D SWE, транзитная эластография), некоторые из которых позволяют получать результат в различных единицах измерения – м/с и кПа, не являющихся идентичными, что также может влиять на вариабельность получаемых значений.

Указание на референсные значения жесткости мышечной ткани в норме в литературе представлены в единичных публикациях. Так, А.М. Alfuraih и соавт. (2017) исследовали 20 добровольцев, у которых определялась жесткость четырех различных мышц: латеральной широкой мышцы бедра (среднее значение жесткости – 1.76 м/с), двуглавой мышцы бедра (среднее значение жесткости – 1.54 м/с), двуглавой мышцы плеча (среднее значение жесткости – 1.76 м/с) и мышцы, отводящей мизинец (среднее значение жесткости – 2.55 м/с). Исследования проводили на аппарате LOGIQ E9 при помощи линейного датчика с частотой от 9 до 5 МГц. Значения жесткости различались между всеми мышцами ($p < 0.001$), за исключением латеральной широкой мышцы бедра и двуглавой мышцы плеча. Самая большая разница была между мышцей, отводящей мизинец, и двуглавой мышцей бедра [7].

По данным В.М. Делягина (2015), у детей вне зависимости от пола величина жесткости мышц при ЭСВ колеблется в пределах 1.74–1.78 м/с, у молодых мужчин – 2.79–2.82 м/с, у пожилых мужчин – 2.87–2.91 м/с, у женщин – 1.73–2.56 м/с. При нагрузке и максимальном сокращении мышцы величина ARFI возрастает до 6.57–7.53 м/с (количество обследованных лиц, диагностический прибор не указаны) [9].

А.А. Емельянцева и соавт. (2022) при исследовании 41 пациента контрольной группы пациентов без повреждения мышц (аппарат Logiq E9) представили медиану значений и межквартильный размах для скорости боковой волны $V = 2.03 [1.72; 2.64]$ м/с [10].

В нашей работе был проведен статистический анализ показателей скорости сдвиговой волны мышечной ткани у здоровых лиц разных возрастно-половых групп на примере четырехглавой мышцы бедра с использованием методик ЭСВ. Получены количественные данные об относительной жесткости мышечной ткани. Выявлено, что на показатели скорости сдвиговой волны, измеренные с использованием методики ЭСВ на разных ультразвуковых аппаратах, не оказывают значимого влияния такие параметры, как толщина ПЖК и ИМТ. Значения скорости сдвиговой волны на обоих ультразвуковых сканерах у 82 добровольцев продемонстрировали достаточную степень однородности и ожидаемые значимые корреляционные связи с полом, возрастом и толщиной мышечной ткани. Относительная

однородность полученных значений скорости сдвиговой волны на обоих аппаратах косвенно подтверждает воспроизводимость результатов измерений.

Заключение

Достаточная степень диагностической ценности методик ЭСВ в оценке жесткости мышечной ткани у здоровых исследуемых при условии соблюдения корректной методологии выполнения исследования и использования стандартизированных измерений позволяет рассматривать ЭСВ в качестве перспективного дополнительного метода диагностики широкого спектра заболеваний мышечной ткани, в том числе при исследованиях в динамике на фоне лечения и реабилитационных мероприятий.

Литература

1. Farrow M. et al. Novel muscle imaging in inflammatory rheumatic diseases – a focus on ultrasound shear wave elastography and quantitative MRI // *Front Med.* – 2020. – V. 7. – P. 434. doi: 10.3389/fmed.2020.00434.
2. Бояринцев В.В. и др. Рабдомиолиз. Междисциплинарный подход. – М.: ГЭОТАР-Медиа. – 2023. [Boyarinsev V.V. et al. Rhabdomyolysis. Interdisciplinary approach. – Moscow: GEOTAR-Media. – 2023. In Russian].
3. Lacourpaille L. et al. Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus // *Physiol Meas.* – 2012. – V. 33. – № 3. – P. 19–28. doi: 10.1088/0967-3334/33/3/N19.
4. Kot B.C.W. et al. Elastic modulus of muscle and tendon with shear wave ultrasound elastography: variations with different technical settings // *PLoS One.* – 2012. – V. 7. – № 8. – e44348. doi: 10.1371/journal.pone.0044348.
5. Lapole T. et al. Contracting biceps brachii elastic properties can be reliably characterized using supersonic shear imaging // *Eur J Appl Physiol.* – 2015. – V. 115. – № 3. – P. 497–505. doi: 10.1007/s00421-014-3037-0.
6. Dirrachs T. et al. Shear wave elastography (SWE) for the evaluation of patients with tendinopathies // *Acad Radiol.* – 2016. – V. 23. – № 10. – P. 1204–1213. doi: 10.1016/j.acra.2016.05.012.
7. Alfuraih A.M. et al. The effect of unit, depth, and probe load on the reliability of muscle shear wave elastography: variables affecting reliability of SWE // *J Clin Ultrasound.* – 2018. – V. 46. – № 2. – P. 108–115. doi: 10.1002/jcu.22534.
8. Ewertsen C. et al. Evaluation of healthy muscle tissue by strain and shear wave elastography – dependency on depth and ROI position in relation to underlying bone // *Ultrasonics.* – 2016. – V. 71. – P. 127–133. doi: 10.1016/j.ultras.2016.06.007.
9. Делягин В.М. Ультразвуковое исследование мышц в норме и при нейромышечной патологии // *SonoAce Ultrasound.* – 2015. – № 27. – С. 68. [Delyagin V.M. Ultrasound examination of muscles in normal and neuromuscular pathology // *SonoAce Ultrasound.* – 2015. – № 27. – P. 68. In Russian].
10. Емельянцева А.А. и др. Эластография сдвиговой волны в диагностике рабдомиолиза // *Известия Российской Военно-медицинской академии.* – 2022. – Т. 41. – № 1. – С. 23–30. [Emelyantseva A.A. et al. Shear wave elastography in the diagnosis of rhabdomyolysis // *Izvestiya Rossiyskoy Voenno-meditsinskoy akademii (Proceedings of the Russian Military Medical Academy).* – 2022. – V. 41. – № 1. – P. 23–30. In Russian]. doi: 10.17816/rmmar104383.