

ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКА ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТАВА ТЕЛА И ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ СКЕЛЕТНЫХ МЫШЦ

© 2025 г. Э. А. Бондарева^{1,*}, Э. В. Генерозов¹, А. А. Арутюнян²,
Н. А. Бевзюк², Е. В. Попова³, О. И. Парфентьева¹

¹ФГБУ Федеральный научно-клинический центр физико-химической медицины
имени академика Ю.М. Лопухина ФМБА, Москва, Россия

²Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н.И. Пирогова, Москва, Россия

³ФГБОУ ВО Горно-Алтайский государственный университет, Горно-Алтайск, Россия

*E-mail: Bondareva.E@gmail.com

Поступила в редакцию 04.09.2024 г.

После доработки 07.10.2024 г.

Принята к публикации 08.10.2024 г.

Ультразвук (УЗ) широко используется в медицине, однако возможности данного метода выходят широко за пределы клинической диагностики. Последние полвека на Западе активно развивается направление использования УЗ для оценки состава тела, изменений мышц под действием физической нагрузки, оценки состава мышцы по типу волокон, а также анализа изменений жирового и мышечного компонентов состава тела в динамике. Компактизация размеров, технологическая эволюция передатчика, новые алгоритмы фиксации и обработки отраженного сигнала способствовали созданию ультралегких, высокомоощных УЗ-сканеров с высокой разрешающей способностью, которые синхронизируются со смартфоном специалиста ультразвуковой диагностики. Среди специалистов в области спорта и мышечной деятельности распространение получают и более дешевые УЗ-аппараты, которые позволяют проводить измерения в *A*- и *B*-режимах у здоровых людей. В данном обзоре представлены современные направления использования ультразвука вне сферы медицинской диагностики и приложения данного метода в спортивной физиологии и антропологии, а также ограничения метода и перспективы его развития.

Ключевые слова: ультразвуковое исследование, *A*-режим УЗИ, *B*-режим УЗИ, скелетные мышцы, качество мышц, состав тела, подкожный жир, висцеральный жир.

DOI: 10.31857/S0131164625010114 EDN: VLWXXN

Для поиска статей использовали российские и международные базы данных: РИНЦ, *PubMed*, *ScienceDirect*, *Scopus* и *Google Scholar*. Поиск проводили по ключевым словам: *A-mode ultrasound*, *B-mode ultrasound*, *subcutaneous fat thickness*, *muscle US*, *US for body composition*, УЗ-определение толщины подкожного жира, ультразвукового исследования (УЗИ) состава тела, УЗИ скелетных мышц. В анализ были включены оригинальные исследования и обзорные статьи, опубликованные на английском или русском языках. Использовали только полнотекстовые версии статей. Иллюстрации к данному обзору, за исключением рис. 1, созданы авторами и ранее не публиковались. Рис. 2 и 4 созданы в программе *Biorender* (<https://www.biorender.com/>) на основе данных [1–5] и протоколов *International Association of Sciences in Medicine and Sports (IASMS)* и *The International Society for the Advancement of Kinanthropometry (ISAK)*. Рис. 3 и 5 получены при проведении мета-анализа с помощью пакета “*meta*”. Включены данные статей [5–9,

10–20]. Лесовидный график построен авторами в программе *R* с помощью пакета “*ggplot2*”.

Основные физические принципы УЗИ

Метод УЗИ основан на фиксации отраженного УЗ-сигнала (эхо): датчик излучает ультразвуковые волны и улавливает возвращающиеся сигналы от макро- и микроструктур внутри и между тканями [21]. Звуковые волны создаются преобразователями, которые стимулируются электрическими импульсами и вибрируют на выбранных частотах, для подавляющего большинства клинических и вне клинических исследований используется диапазон от 2 до 18 МГц. В преобразователях обычно используется пьезоэлектрическая керамика или кристаллы, но в некоторых современных системах используются кремниевые микроципы, содержащие, например, емкостные микромеханические ультразвуковые преобразователи (*capacitive micromachined ultrasound transducers, CMUT*). Метод

формирования луча с фазированной решеткой может использоваться, когда на отдельные элементы или группы преобразователей подается питание с помощью определенных последовательностей передачи-приема с задержкой, что позволяет фокусировать звуковые волны на желаемой глубине и управлять лучом [22].

Длина волны и частота УЗ обратно пропорциональны, т. е. чем выше частота, тем короче длина волны и наоборот [23]. Распространение/глубина проникновения УЗ в теле в зависимости от частоты излучения представлена в табл. 1. Высокая частота ультразвуковых волн сопровождается значительной потерей сигнала, так как коротковолновое излучение сильнее рассеивается. Другими словами, высокая частота волн имеет больший коэффициент затухания и, таким образом, больше поглощается тканями, ограничивая проникновения волн в более глубокие слои тканей человеческого организма. Верно и обратное: меньшая частота и большая длина волны позволяют УЗ-сигналу проникнуть в глубокие слои ткани с меньшим рассеянием. Высокочастотный УЗ-сигнал применяется, когда требуется визуализация в высоком разрешении структур, расположенных недалеко от кожи [24].

УЗ-сигнал затухает или ослабляется по мере его прохождения через ткани из-за отражения, рассеивания, поглощения или преломления. Когда звуковая волна движется через ткань с равномерной плотностью и встречает на своем пути границу раздела фаз, часть волн отражаются от этой границы и возвращаются в виде эха [23, 24]. Отражение происходит между двумя смежными фазами (тканями),

и количество отраженных волн определяется главным образом разницей в акустических импедансах этих двух сред (тканей). Чем больше разница в акустических импедансах, тем больше волн отразится от границы раздела фаз. Понятие акустического импеданса было введено по аналогии с электрическим импедансом и обозначается аналогичным символом (Z). Z является мерой комплексного акустического сопротивления среды. Значения Z , соответствующие конкретным тканям, и отражение ультразвука от некоторых границ раздела фаз представлены в табл. 2 и 3 [21].

Преломление волны не происходит, если она попадает на границу раздела фаз под прямым углом. Поэтому, если передатчик УЗ-сигнала располагается не перпендикулярно к поверхности тела, преломление УЗ-волн оказывает влияние тем сильнее, чем больше разница между скоростью звука в данных средах [25].

Интенсивность УЗ-сигнала падает по мере продвижения волны вглубь среды. Слой половинного ослабления — это толщина конкретной ткани (*HVT — half value thickness*), которая уменьшает интенсивность сигнала вдвое. Для некоторых биологических тканей значения толщины слоя половинного ослабления приведены в табл. 4.

Таким образом, амплитуда отраженного сигнала (эхо) уменьшается с увеличением глубины.

Среди различных методов представления отраженного ультразвукового сигнала исходным режимом работы является *A-режим (Amplitude, амплитуда)*, который отражает изменения в амплитуде

Таблица 1. Глубина проникновения ультразвуковых волн в теле человека в зависимости от частоты УЗ-излучения

Частота, МГц	1	2	3	5	10	20
Глубина проникновения, см	40	20	13	8	4	2

Таблица 2. Акустический импеданс некоторых сред и тканей при температуре 37 °С (кг/см² 10⁶)

Среда	Печень	Вода	Кровь	Воздух	Кость	Мышца	Жир	Мягкие ткани	Почка
Z	1.65	1.48	1.65	0.0004	7.8	1.71	1.34	1.63	1.65

Таблица 3. Отражение ультразвукового сигнала в различных средах

Граница	Отражение (%)
Мышца/жир	1
Мышца/воздух	≈ 99.9
Кость/мышца	41
Кость/жир	49
Мягкие ткани/воздух	99.9
Мягкие ткани/вода	0.2

Таблица 4. Толщина половинного ослабления (*HVT*) УЗ-сигнала для биологических тканей и сред

<i>HVT</i> (см)	2 МГц	5 МГц
Вода	340	54
Воздух	0.06	0.01
Мышца	0.75	0.3
Жир	2.1	0.86
Кость	0.1	0.04

сигнала в одномерном режиме, который легко трансформируется в *B*-режим (*Brightness*, яркость). Он представляет одномерный амплитудный сигнал в виде двумерного изображения, состоящего из точек различной яркости [26]. *B*-режим позволяет получить визуализацию “поперечного или продольного среза” конкретной области, поэтому данный режим получил наиболее широкое распространение особенно в медицинской практике, однако, следует отметить его более высокую стоимость, а также высокие требования к персоналу и специалисту, который интерпретирует полученные изображения. В последнее время растет количество исследований, посвященных анализу эффективности использования данных режимов УЗИ, для оценки различных характеристик мышечной и жировой тканей [27]. Результаты позволяют считать *A*-режим методом, обладающим наименьшей эффективностью оценки толщины подкожного жира, толщины скелетных мышц, а также оценки качества мышечной ткани. Также *A*-режим с наименьшей эффективностью позволяет оценивать постнагрузочные изменения в скелетной мышце наравне с *B*-режимом [28].

Рост числа исследований с применением ультразвуковых приборов отчасти связан с технологическим совершенствованием метода. На рынке представлено большое разнообразие ультракомпактных УЗ-аппаратов, которые буквально помещаются в кармане и подключаются к смартфону специалиста, при этом обеспечивают высококачественное изображение в различных режимах УЗИ (рис. 1).

Применение ультразвука для исследования количества жировой ткани и особенностей ее локализации

В УЗИ жировой ткани можно выделить два направления: определение толщины жировой клетчатки (или площади поперечного сечения жира) абдоминальной локализации для определения метаболических рисков и определение толщины подкожного слоя жира для расчета состава тела.

Определение толщины подкожного и висцерального жира абдоминальной локализации с помощью УЗИ. Для оценки подкожного и висцерального

абдоминального жира отложены внедрены несколько протоколов (рис. 2). Протоколы 1–4 используются в медицинской практике на территории России, на западе также используются протоколы 5–7 [1–6]. Для визуализации подкожного и висцерального жира и определения его толщины используют частоту от 2.25 до 12 МГц. Исследования проводят в положении лежа или стоя в зависимости от выбранного протокола. Протоколы 1–4 и 6–7 адаптированы для *B*-режима, протокол 5 — для *A*-режима. Для предотвращения излишней компрессии подкожно-жировой клетчатки толщина нанесенного на кожу геля должна быть не менее 5 мм [3]. Для количественной оценки висцерального жира существуют дополнительные протоколы, которые учитывают висцеральные



Рис. 1. Портативные аппараты для проведения ультразвуковых исследований. *A* — ультразвуковой сканер для определения толщины подкожного жира и толщины мышц (*BodyMetric, IntelaMetric*), *B* — ультразвуковой сканер для исследования мышц, костей, легких и абдоминальной области (*Vscan Air™ CL, GE HealthCare*), *V* — ультразвуковой сканер с функцией доплерографии (*TE Air, Mindray*), *Г* — ультразвуковой сканер, сочетающий фазированную и линейную решетку датчика (*PAL HD3, Clarius*).

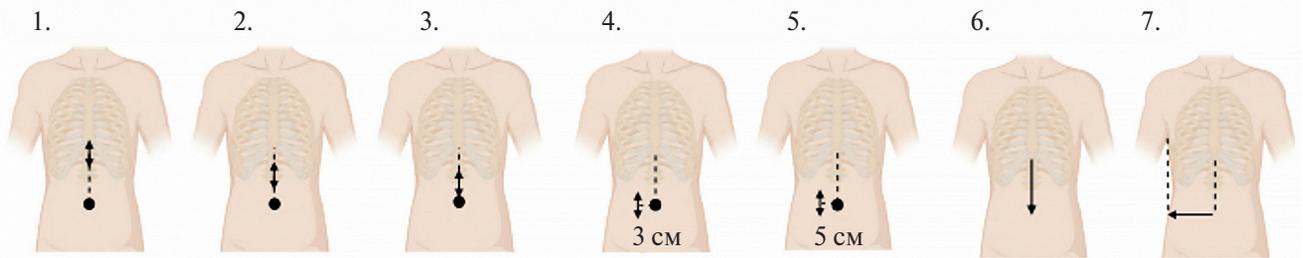


Рис. 2. Протоколы УЗИ подкожного и висцерального жира абдоминальной локализации.

Протокол 1 (лежа, *B*-режим). Датчик устанавливается в сагиттальной плоскости под мечевидным отростком [1]. Протокол 2 (лежа, *B*-режим). Датчик располагается в сагиттальной плоскости на средней линии живота между пупком и мечевидным отростком (1/2 дистанции) [2]. Протокол 3 (лежа, *B*-режим). Датчик располагается в сагиттальной плоскости на средней линии живота на 1 см выше пупка [1, 6]. Протокол 4 (лежа, *B*-режим). Датчик располагают в сагиттальной плоскости на уровне пупка, на 5 см латеральнее от него [1]. Протокол 5 (стоя, *A*-режим). Датчик располагают в сагиттальной плоскости на 3 см латеральнее пупка. Измерения проводят с правой стороны тела [5]. Протокол 6 (лежа, *B*-режим). С помощью датчика делается сканирование по средней линии от мечевидного отростка до пупка [4]. Протокол 7 (стоя, *B*-режим). Датчик располагают на уровне пупка; движение осуществляют от пупка к средней подмышечной линии. В настоящее время данная методика предложена производителем, но не валидирована [26].

эпикардиальные жировотложения, а также периренальную и параренальную забрюшинную висцеральную клетчатку [1].

Толщина подкожного слоя жира значительно варьирует в зависимости от конкретного сайта измерения – разница между конкретными точками может достигать 100% (т. е. в два раза). В связи с этим точность, воспроизводимость и согласованность результатов сканирования подкожного жира могут сильно варьировать при сравнении различных исследований. Результаты сканирования, полученные в областях L3-L4 и L4-L5, обладают наименьшей внутрииндивидуальной вариативностью [29]. Толщина слоя подкожной и висцеральной жировой ткани в области живота рассматривается как диагностический признак для прогноза метаболических нарушений и рисков развития коморбидных заболеваний, в этой связи необходимо определить наилучший сайт для измерений, который обладал бы максимальной прогностической (диагностической) ценностью.

На территории России для объективной диагностики ожирения была разработана комплексная ультразвуков-ассистированная оценка жировотложения, включающая оценку висцеральной эпикардиальной, висцеральной абдоминальной и подкожной абдоминальной жировой ткани [1]. Но необходимо заметить, что на данный момент ультразвуковая оценка висцерального и подкожного жира не включена в методические рекомендации. Наибольшую прогностическую силу имели оценки висцерального эпикардиального и абдоминального жировотложения [1, 2, 30, 31]. Оценка подкожного жировотложения используется как дополнительный инструмент для расчета индивидуального риска коморбидных заболеваний [1, 31]. УЗ-оценки жировотложения абдоминальной локализации показали

достаточно высокую точность, воспроизводимость и согласованность с данными компьютерной (КТ) и магнитно-резонансной томографии (МРТ), поэтому УЗ-ассистированный мониторинг подкожного и висцерального жировотложения может быть рекомендован в медицинской практике для контроля проводимой терапии при метаболическом синдроме и ожирении [1, 2, 30]. В целом данные, полученные с помощью УЗИ подкожного жира абдоминальной локализации, сопоставимы с данными сканирования на уровне поясничного отдела, полученными методами МРТ и КТ (рис. 3).

Использование УЗ для определения состава тела. Определение компонентов состава тела необходимо в медицинских целях для оценки количества мышечной массы тела у пожилых и тяжелобольных пациентов, в скрининговых популяционных исследованиях распространенности ожирения, для оценки индивидуального риска развития коморбидных ожирению или саркопении заболеваний, в практике подготовки спортсменов, а также в антропологических исследованиях различных популяций современного человека [33]. Ультразвук используется для количественного определения состава тела с 1965 г. [34]. УЗИ свободно от допущений и ограничений биоимпендансного анализа. В отличие от калиперометрии, УЗ-сканер фиксирует толщину слоя подкожной жировой ткани в несдавленном состоянии и позволяет точнее определить границу подкожной жировой клетчатки и скелетной мышцы, что позволяет нивелировать влияние индивидуальных особенностей обследуемых и повышает точность и надежность оценок [26].

В 2016–2017 гг. были разработаны стандартизованные протоколы для УЗ-определения толщины подкожного жира у спортсменов [35],

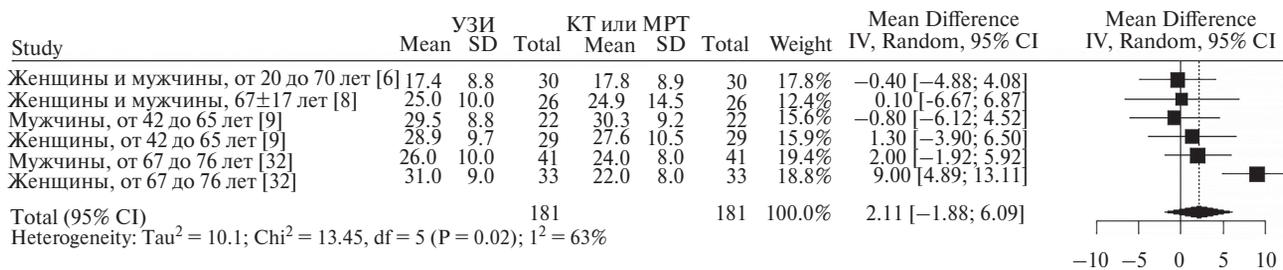


Рис. 3. Лесовидный график по результатам сравнения средних значений толщины подкожного жира, полученный УЗИ-методом (B-режим) и референсным методом (КТ или МРТ). Были включены исследования, где были указаны: режим, частота, средние значения – 4 исследования [6, 8, 9, 32].

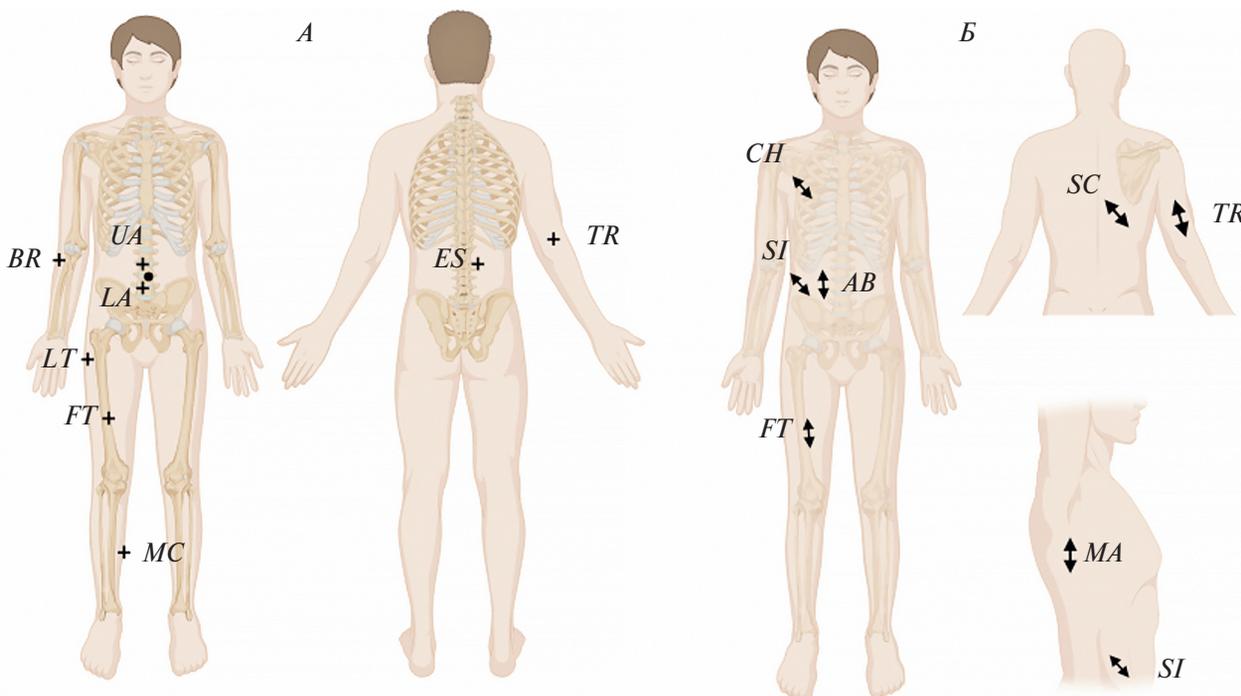


Рис. 4. Протоколы для УЗИ-оценки состава тела у спортсменов. А – протокол УЗИ подкожного жира для расчета состава тела, разработанный IASMS (International Association of Sciences in Medicine and Sports). Протокол адаптирован для B-режима УЗИ [3, 35]. ДТ – длина тела, UA – upper abdomen (на 0.02 ДТ см выше и правее от пупка), LA – lower abdomen (на 0.02 ДТ см ниже и правее от пупка), ES – erector spinae (на 0.14 ДТ выше седалищного бугра и на 0.02 x ДТ правее от этой точки), DT – distal triceps (на 0.02 ДТ выше локтевого сустава), BR – m. Brachioradialis (на 0.05 ДТ ниже головчатого возвышения), LT – lateral thigh, FT – front thigh (на 0.14 ДТ выше коленного сустава), MC – medial calf (на 0.18 ДТ выше пяточной кости). Б – протокол УЗИ подкожного жира для расчета состава тела, разработанный ISAK (International Standards for anthropometric assessment). Протокол адаптирован для A-режима УЗИ [5]. Указаны 7 точек.

которые были валидированы и для других групп [3]. На рис. 4 представлены сайты измерения толщины подкожной жировой ткани для расчета состава тела в двухкомпонентной модели для двух международных протоколов. Для УЗ-изображений в высоком разрешении разработаны алгоритмы оценки толщины подкожного жира (US Tissue Scientific – FAT Analysis Tool, www.iasms.org, www.rotosport.at), что позволяет выполнять оценку в полуавтоматическом режиме и снизить погрешность определения толщины интересующих исследователя структур.

Дешевизна, скорость проведения процедуры, безопасность, компактность прибора и неинвазивность УЗ-определения состава тела в A-режиме способствуют его распространению, однако возникает вопрос о точности и надежности получаемых оценок. На рис. 5 представлен анализ согласованности оценок определения жировой массы тела референсным методом и УЗ в A-режиме в различных когортах. В группе детей формулы по 2 и 3 точкам показали наименьшие различия в определении доли жировой массы. У спортсменов УЗИ

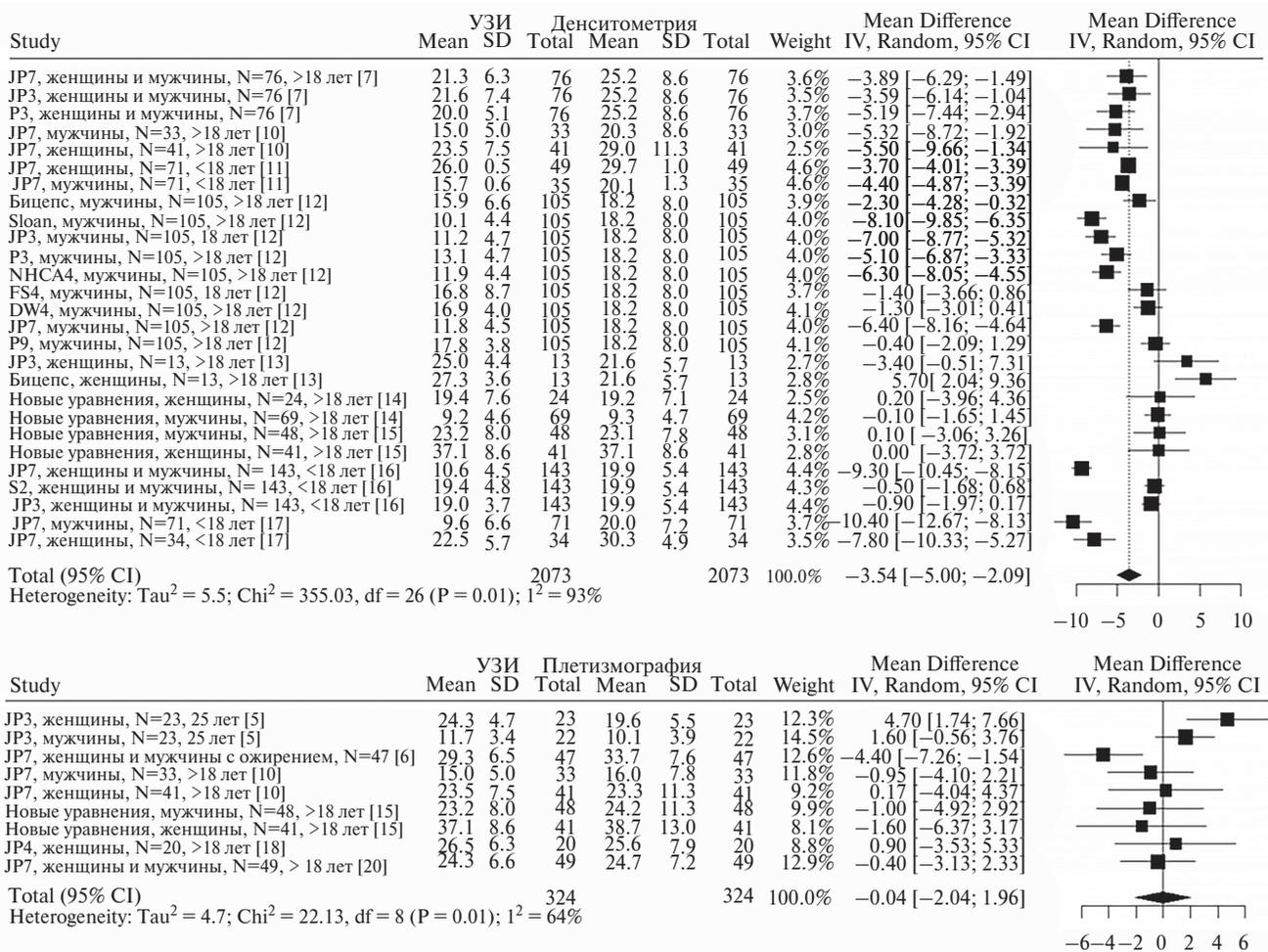


Рис. 5. Лесовидный график по результатам сравнения средних значений доли жировой массы, полученный УЗИ-методом (А-режим) и референсным методом (денситометрия – DXA и воздушнозаместительная плетизмография – ADP). JP3, JP4, JP7 – формулы Джексона – Поллока для трех, четырех и семи складок соответственно. Были включены исследования, где были указаны: режим, частота, средние значения и формулы – 14 исследований [5–7, 10–20].

завышает долю жировой массы. В группе взрослых – занижает.

Неинвазивное исследование скелетных мышц

УЗИ – это важный инструмент визуализации для исследования скелетных мышц [36]. Количественные УЗИ-методы включают исходные данные УЗИ, а также данные, прошедшие постобработку. Они позволяют получить дополнительную информацию о структуре ткани в норме и патологии. В норме мышцы на УЗИ представляют собой гипоэхогенные (темные) мышечные пучки, разделенные эхопроводивной соединительной тканью (светлая). В продольной плоскости перимизиальные границы видны как линейные полосы внутри брюшка мышцы, а в поперечном плане – как точки и полосы [37]. Для адекватного изображения структуры мышц необходимы высокочастотные датчики

(обычно более 7 МГц), поскольку увеличение частоты увеличивает аксиальное пространственное разрешение [38]. По сравнению с датчиками с изогнутой решеткой, линейные датчики уменьшают искажения из-за расхождения звука при увеличении глубины ткани и улучшают латеральное разрешение, но при меньшем поле зрения [37]. До недавнего времени методика ультразвуковой оценки мышц на территории России не была стандартизирована [39]. Только в 2023 г. была включена в методические рекомендации “Организация медицинской помощи пациентам с саркопенией” [40]. В связи с этим необходимы дополнительные исследования в когортах людей с различными заболеваниями [40].

Качественная ультразвуковая визуализация в В-режиме является основой клинической оценки, однако существуют определенные сложности при субъективном анализе мышц. Ультразвуковой

сигнал может сильно зависеть от настроек системы, таких как усиление, расположение фокусных точек и алгоритмов постобработки, зависящих от поставщика. Свойства и экзогенность мышечной ткани могут меняться в зависимости от таких факторов, как масса тела, возраст, оценка по доминантной руке и нутритивный статус. У пожилых наблюдаются изменения в мышцах из-за увеличения фиброзного компонента, известные как саркопения [41]. Увеличение подкожного и внутримышечного жира, который проявляет повышенную экзогенность, при ожирении приводит к более сильному затуханию акустического сигнала из-за вышележащих тканей над целевой мышцей [42]. Поэтому были предприняты попытки создать более объективные методы оценки экзогенности. Например, шкала Хекматта [43] использует четырехбалльную визуальную шкалу оценки, основанную на относительном внешнем виде мышц по шкале серого по сравнению с таковым у вышележащего подкожно-жирового слоя, наличии или отсутствии определенной мышечной архитектуры и степени ослабления, приводящей к меньшей экзогенности подлежащей кости или фасции [44].

При измерении экзогенности в *B*-режиме используются методы исследования микроструктуры ткани. Распространенный метод включает получение среднего уровня оттенков серого в выбранной вручную области интереса (*region of interest, ROI*) изображения и сравнение его с эталонными значениями, полученными для конкретной мышцы [45]. Измеренные значения шкалы серого можно преобразовать в *z*-оценки, которые представляют собой стандартные отклонения от эталонных значений средней экзогенности этой мышцы (*z*-оценка, равная нулю, идентична среднему значению экзогенности, *z*-оценка, равная 1, соответствует одному стандартному отклонению от среднего значения экзогенности) [38]. Средние значения оттенков серого можно рассчитать на основе анализа гистограмм пикселей (например, *ImageJ* (<https://imagej.nih.gov/ij/>) или *Photoshop, Adobe Systems, США*). Различные инструменты захвата интересующей области, такие как инструменты “прямоугольная область” (*rectangular marquee tool, RMT*) и “свободная рука” (*free hand tool, FHT*), позволяют стандартизировать площадь оценки УЗ-изображения. Оба инструмента показали высокую надежность как с *ImageJ*, так и с *Photoshop* [38].

Максимально точная оценка количества скелетно-мышечной массы (СММ) может быть произведена методами МРТ и КТ – референсными методами для оценки тощей массы тела, однако возможность оценки качества мышечной ткани данными методами остается предметом споров [46]. Предлагаемая неинвазивная альтернатива без ионизирующего излучения, УЗИ оказалось универсальным методом для быстрого сканирования и визуализации

мягких тканей организма [47]. Для сравнения – максимальное разрешение МРТ при сканировании всего тела составляет 1.3–2.0 мм, последние аппараты для УЗИ имеют разрешение 0.1 мм (частота передатчика 18 МГц), что позволяет добиться высочайшей точности измерения [3, 48].

Исследования [49, 50] показали, что интенсивность эхо-сигнала является хорошим индикатором качества мышцы. В *B*-режиме интенсивность сигнала отражает способность ткани отражать и поглощать ультразвуковые волны, т. е. она обуславливает яркость точки на изображении. Качество мышц – это обобщающий термин для описания взаимоотношений между мышечной функцией и внутримышечными структурами. Предполагается, что низкая двигательная активность и старение могут приводить к замещению мышечной ткани на соединительную и жировую, снижая качество мышцы [51]. Было показано, что увеличение интенсивности сигнала связано с увеличением количества фиброзной и жировой ткани внутри мышц [52]. Таким образом, чем темнее УЗ-изображение мышцы, тем выше ее качество [53, 54]. С точки зрения физиологии мышечной деятельности использование интенсивности эхо-сигнала в качестве маркера качества мышц особенно интересно в контексте динамических наблюдений острых и отсроченных изменений мышцы под действием физической нагрузки. Результаты таких исследований противоречивы: некоторые сообщают о снижении интенсивности [53] в ответ на тренировки, об отсутствии измерений в интенсивности [55, 56], либо о ее увеличении [54]. С другой стороны, увеличение интенсивности (падение качества) в кратковременной перспективе может отражать отек и воспалительные процессы в мышце в ответ на силовые нагрузки, т. е. быть маркером повреждения мышцы [50].

Чем выше яркость изображения, тем выше доля медленных мышечных волокон или внутримышечной жировой ткани [49]. Также с ростом яркости снижаются качество мышцы и сила сжатия [49, 50]. Оценка интенсивности сигнала признана неинвазивным, дешевым, экспресс-методом по сравнению с другими системами визуализации [50, 51]. Качественный подход (светлее/темнее) к определению интенсивности сигнала при сравнении двух УЗ-изображений имеет ряд существенных недостатков. В настоящее время для оценки интенсивности сигнала доступны различные компьютерные программы (например, *ImageJ National Institute of Health, США*), которые позволяют количественно оценить яркость пикселей на УЗ-изображении. Для оценки композиции мышц используется оценка средней интенсивности пикселей на интересующем участке мышцы [27]. Анализируемый участок не должен содержать фрагментов УЗ-изображения подкожного жира и/или кости. В большинстве

исследований используется шкала от нуля (черный) до 255 (белый) или от нуля (черный) до 256 (белый). В других исследованиях используется обратная шкала, где ноль — это белый, а 100 — черный цвет пикселя.

Однако применение УЗИ для оценки качества мышц и количества СММ может быть ограничено у людей с ожирением, так как может потребоваться несколько зондов для измерения на разных глубинах и с разным разрешением. Это отдельная задача для аппаратной и программной частей диагностического комплекса, а также в подходах к интерпретации получаемых результатов [57]. Тем не менее, результаты исследований свидетельствуют о надежности и высокой воспроизводимости оценок СММ, что позволяет рассматривать УЗИ в качестве практического диагностического инструмента для многосторонней оценки СММ в норме и патологии. Остро необходима разработка пороговых значений интенсивности сигнала, которые бы позволяли отличить мышечную ткань от жировой. Одним из подходов является установление среднего значения интенсивности, которое рассчитывается из яркости до и после физической нагрузки на данную мышцу. Также немаловажным является выбор мышцы для УЗИ-анализа: наиболее пригодными являются мышцы, имеющие протяженные пучки и четкие границы раздела фаз (кожа/подкожная жировая клетчатка/мышечная фасция) [28], также исследуемые мышцы должны быть легкодоступны для исследования. Этим требованиям удовлетворяют трицепс, бицепс плеча, квадрицепс и трапеция. В областях с нечеткой или значительно варьирующей структурой (например, в области живота) [26, 28].

Существуют общие ограничения для качественного и количественного подходов к оценке результатов УЗИ скелетных мышц и жировой ткани, которые могут включать акустическое затенение, различные углы воздействия, реверберацию и помехи. Кроме того, существуют ограничения из-за изменений в настройках и параметрах системы, включая частоту УЗ, частоту дискретизации, фильтры постобработки и коэффициенты усиления, что может привести к смещению результатов. Некоторые количественные ультразвуковые методы трудно сравнивать на разных аппаратах, что затрудняет проведение крупных многоцентровых исследований и подчеркивает полезность систем, специфичных для мышц [58]. Многочисленные исследования подчеркивают важность стандартизации протоколов сканирования и отмечают, что, несмотря на относительную объективность количественных методов, все еще существует заметная зависимость результатов от оператора.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Ультразвуковая диагностика активно применяется в исследованиях, посвященных физиологии спорта и мышечной деятельности, оценке состава тела и возрастным изменениям состава тела в организме человека. Технологическое совершенствование метода на аппаратном и на программном уровнях, а также развитие онлайн сервисов постобработки и анализа получаемых УЗ-изображений, позволяют исследователям получать количественную оценку толщин подкожного жира, а также оценивать качество скелетных мышц и их толщину по 2D-изображениям целевой мышцы в B-режиме. Одно из перспективных направлений у УЗИ — сканирование всего тела на различных частотах, т. к. УЗИ позволяет получить изображение структур с большим разрешением, чем МРТ и КТ.

Финансирование работы. Исследование выполнено при финансовой поддержке гранта РФФИ № 22-75-10122 “Оценка влияния эндогенных и экзогенных факторов на развитие различных типов ожирения”.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией данной статьи.

Вклад авторов в публикацию. Э.А. Бондарева — анализ литературы, создание рисунков, написание текста; Э.В. Генерозов, Е.В. Попова, А.А. Арутюнян, Н.А. Бевзюк — анализ литературы, написание текста, О.И. Парфентьева — написание текста, создание рисунков.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Дранкина О.М., Ангарский Р.К., Рогожкина Е.А. и др. Ультразвук-ассистированная оценка толщины висцеральной и подкожной жировой ткани. Методические рекомендации // Кардиоваскулярная терапия и профилактика. 2023. Т. 22. № 3. С. 3552.
2. Суслева Н., Завадовская В.Д., Шульга О.С. и др. Алгоритм дифференциальной диагностики абдоминального и висцерального ожирения у пациентов с избыточной массой тела // Луч. диагност. и терапия. 2014. № 3. С. 61.
3. Storchle P., Muller W., Sengeis M. et al. Measurement of mean subcutaneous fat thickness: Eight standardised ultrasound sites compared to 216 randomly selected sites // Sci. Rep. 2018. V. 8. № 1. P. 16268.
4. Suzuki R., Watanabe S., Hirai Y. et al. Abdominal wall fat index, estimated by ultrasonography, for assessment of the ratio of visceral fat to subcutaneous fat in the abdomen // Am. J. Med. 1993. V. 95. № 3. P. 309.
5. Wagner D.R., Cain D.L., Clark N.W. Validity and reliability of A-mode ultrasound for body composition assessment of NCAA division I athletes // PLoS One. 2016. V. 11. № 4. P. e0153146.

6. *Schlecht I., Wiggermann P., Behrens G. et al.* Reproducibility and validity of ultrasound for the measurement of visceral and subcutaneous adipose tissues // *Metabolism*. 2014. V. 63. № 12. P. 1512.
7. *Baranauskas M.N., Johnson K.E., Juvancic-Heltzel J.A. et al.* Seven-site versus three-site method of body composition using BodyMetrix ultrasound compared to dual-energy X-ray absorptiometry // *Clin. Physiol. Funct. Imaging*. 2017. V. 37. № 3. P. 317.
8. *Bazzocchi A., Filonzi G., Ponti F. et al.* Accuracy, reproducibility and repeatability of ultrasonography in the assessment of abdominal adiposity // *Acad. Radiol.* 2011. V. 18. № 9. P. 1133.
9. *Gradmark A.M., Rydh A., Renström F. et al.* Computed tomography-based validation of abdominal adiposity measurements from ultrasonography, dual-energy X-ray absorptiometry and anthropometry // *Br. J. Nutr.* 2010. V. 104. № 4. P. 582.
10. *Johnson K.E., Miller B., Gibson A.L. et al.* A comparison of dual-energy X-ray absorptiometry, air displacement plethysmography and A-mode ultrasound to assess body composition in college-age adults // *Clin. Physiol. Funct. Imaging*. 2017. V. 37. № 6. P. 646.
11. *Johnson K.E., Miller B., Juvancic-Heltzel J.A. et al.* Agreement between ultrasound and dual-energy X-ray absorptiometry in assessing percentage body fat in college-aged adults // *Clin. Physiol. Funct. Imaging*. 2014. V. 34. № 6. P. 493.
12. *Kang S., Park J.H., Seo M.W. et al.* Validity of the portable ultrasound BodyMetrix™ BX-2000 for measuring body fat percentage // *Sustainability*. 2020. V. 12. № 21. P. 8786.
13. *Loenneke J.P., Barnes J.T., Waggoner J.D., Pujol T.J.* Validity of a portable computer-based ultrasound system for estimating adipose tissue in female gymnasts // *Clin. Physiol. Funct. Imaging*. 2014. V. 34. № 5. P. 410.
14. *Pineau J.C., Filliard J.R., Bocquet M.* Ultrasound techniques applied to body fat measurement in male and female athletes // *J. Athl. Train.* 2009. V. 44. № 2. P. 142.
15. *Pineau J.C., Guihard-Costa A.M., Bocquet M.* Validation of ultrasound techniques applied to body fat measurement: a comparison between ultrasound techniques, air displacement plethysmography and bioelectrical impedance vs. dual-energy X-ray absorptiometry // *Ann. Nutr. Metab.* 2007. V. 51. № 5. P. 421.
16. *Ripka W.L., Gewehr P.M., Ulbricht L.* Fat percentage evaluation through portable ultrasound in adolescents: A comparison with dual energy X-ray absorptiometry // 2016 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). 5–7 December, Kuala Lumpur, Malaysia, 2016. P. 146. doi: 10.1109/IECBES.2016.7843432
17. *Ripka W.L., Ulbricht L., Menghin L., Gewehr P.M.* Portable A-mode ultrasound for body composition assessment in adolescents // *J. Ultrasound Med.* 2016. V. 35. № 4. P. 755.
18. *Schoenfeld B.J., Aragon A.A., Moon J. et al.* Comparison of amplitude-mode ultrasound versus air displacement plethysmography for assessing body composition changes following participation in a structured weight-loss programme in women // *Clin. Physiol. Funct. Imaging*. 2017. V. 37. № 6. P. 663.
19. *Smith-Ryan A.E., Fultz S.N., Melvin M.N. et al.* Reproducibility and validity of A-mode ultrasound for body composition measurement and classification in overweight and obese men and women // *PLoS One*. 2014. V. 9. № 3. P. e91750.
20. *Totosy de Zepetnek J.O., Lee J.J., Boateng T. et al.* Test–retest reliability and validity of body composition methods in adults // *Clin. Physiol. Funct. Imaging*. 2021. V. 41. № 5. P. 417.
21. *Aldrich J.E.* Basic physics of ultrasound imaging // *Crit. Care Med.* 2007. V. 35 (5 Suppl). P. S131.
22. *Bachu V.S., Kedda J., Suk I. et al.* High-intensity focused ultrasound: A review of mechanisms and clinical applications // *Ann. Biomed. Eng.* 2021. V. 49. № 9. P. 1975.
23. *Goss S., Johnston R., Dunn F.* Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues // *J. Acoust. Soc. Am.* 1978. V. 64. № 2. P. 423.
24. *Barnett S.B., Ter Haar G.R., Ziskin M.C. et al.* International recommendations and guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound in medicine // *Ultrasound Med. Biol.* 2000. V. 26. № 3. P. 355.
25. *Dankel S.J., Abe T., Bell Z.W. et al.* The impact of ultrasound probe tilt on muscle thickness and echo-intensity: A cross-sectional study // *J. Clin. Densitom.* 2020. V. 23. № 4. P. 630.
26. *Wagner D.R., Teramoto M., Judd T. et al.* Comparison of A-mode and B-mode ultrasound for measurement of subcutaneous fat // *Ultrasound Med. Biol.* 2020. V. 46. № 4. P. 944.
27. *Lee J.-W., Hong S.-U., Lee J.-H., Park S.-Y.* Estimation of validity of A-mode ultrasound for measurements of muscle thickness and muscle quality // *Bioengineering*. 2024. V. 11. № 2. P. 149.
28. *Ribeiro G., de Aguiar R.A., Penteado R. et al.* A-mode ultrasound reliability in fat and muscle thickness measurement // *J. Strength Cond. Res.* 2022. V. 36. № 6. P. 1610.
29. *Ross R., Aru J., Freeman J. et al.* Abdominal adiposity and insulin resistance in obese men // *Am. J. Physiol. Endocrinol. Metab.* 2002. V. 282. № 3. P. E657.
30. *Маркова Т.Н., Кичигин В.А., Диомидова В.Н. и др.* Оценка объема жировой ткани антропометрическими и лучевыми методами и его связь

- с компонентами метаболического синдрома // Ожирение и метаболизм. 2013. Т. 10. № 2. С. 23.
31. Kuk J.L., Church T.S., Blair S.N., Ross R. Does measurement site for visceral and abdominal subcutaneous adipose tissue alter associations with the metabolic syndrome? // *Diabetes Care*. 2006. V. 29. № 3. P. 679.
 32. Rolfe E.D.L., Sleigh A., Finucane F.M. et al. Ultrasound measurements of visceral and subcutaneous abdominal thickness to predict abdominal adiposity among older men and women // *Obesity*. 2010. V. 18. № 3. P. 625.
 33. Bondareva E.A., Parfenteva O.I., Troshina E.A. et al. Agreement between bioimpedance analysis and ultrasound scanning in body composition assessment // *Am. J. Hum. Biol.* 2024. V. 36. № 4. P. e24001.
 34. Bullen B.A., Quaade F., Olessen E., Lund S.A. Ultrasonic reflections used for measuring subcutaneous fat in humans // *Hum. Biol.* 1965. V. 37. № 4. P. 375.
 35. Müller W., Lohman T.G., Stewart A.D. et al. Subcutaneous fat patterning in athletes: selection of appropriate sites and standardisation of a novel ultrasound measurement technique: ad hoc working group on body composition, health and performance, under the auspices of the IOC Medical Commission // *Br. J. Sports Med.* 2016. V. 50. № 1. P. 45.
 36. Kumar A. Non-Invasive estimation of muscle fiber type using ultrasonography // *Int. J. Phys. Educ. Sports Health*. 2023. V. 10. № 1. P. 89.
 37. Ashir A., Jerban S., Barrère V. et al. Skeletal muscle assessment using quantitative ultrasound: A narrative review // *Sensors (Basel)*. 2023. V. 23. № 10. P. 4763.
 38. Nagaе M., Umegaki H., Yoshiko A., Fujita K. Muscle ultrasound and its application to point-of-care ultrasonography: A narrative review // *Ann. Med.* 2023. V. 55. № 1. P. 190.
 39. Масенко В.Л., Кокоев А.Н., Григорьева И.И., Кривошапова К.Е. Лучевые методы диагностики саркопении // *Исследования и практика в медицине*. 2019. Т. 6. № 4. С. 127.
 40. Соколова А.В., Климова А.В., Драгунов Д.О. и др. Организация медицинской помощи пациентам с саркопенией: методические рекомендации. М.: ГБУ "НИИОЗММ ДЗМ", 2023. 49 с.
 41. Cho Y.K., Jung H.N., Kim E.H. et al. Association between sarcopenic obesity and poor muscle quality based on muscle quality map and abdominal computed tomography // *Obesity*. 2023. V. 31. № 6. P. 1547.
 42. Farsijani S., Santanasto A.J., Miljkovic I. et al. The relationship between intermuscular fat and physical performance is moderated by muscle area in older adults // *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 2021. V. 76. № 1. P. 115.
 43. Heckmatt J.Z., Pier N., Dubowitz V. Real-time ultrasound imaging of muscles // *Muscle Nerve*. 1988. V. 11. № 1. P. 56.
 44. Goodpaster B.H., Bergman B.C., Brennan A.M., Sparks L.M. Intermuscular adipose tissue in metabolic disease // *Nat. Rev. Endocrinol.* 2023. V. 19. № 5. P. 285.
 45. Schmitz G., Dencks S. Ultrasound imaging // *Recent Results Cancer Res.* 2020. V. 216. P. 135.
 46. Mechelli F., Arendt-Nielsen L., Stokes M., Agyapong-Badu S. Validity of ultrasound imaging versus magnetic resonance imaging for measuring anterior thigh muscle, subcutaneous fat, and fascia thickness // *Methods Protoc.* 2019. V. 2. № 3. P. 58.
 47. Mirón Mombiola R., Vucetic J., Rossi F., Tagliafico A.S. Ultrasound biomarkers for sarcopenia: What can we tell so far? // *Semin. Musculoskelet. Radiol.* 2020. V. 24. № 2. P. 181.
 48. Sun X., Croxford A.J., Drinkwater B.W. Continuous monitoring with a permanently installed high-resolution ultrasonic phased array // *Struct. Health Monit.* 2023. V. 22. № 5. P. 3451.
 49. Sahinis C., Kellis E. Hamstring muscle quality properties using texture analysis of ultrasound images // *Ultrasound Med. Biol.* 2023. V. 49. № 2. P. 431.
 50. Wong V., Spitz R.W., Bell Z.W. et al. Exercise induced changes in echo intensity within the muscle: A brief review // *J. Ultrasound*. 2020. V. 23. № 4. P. 457.
 51. Van den Broeck J., Héréus S., Cattryse E. et al. Reliability of muscle quantity and quality measured with extended-field-of-view ultrasound at nine body sites // *Ultrasound Med. Biol.* 2023. V. 49. № 7. P. 1544.
 52. Wilkinson T.J., Ashman J., Baker L.A. et al. Quantitative muscle ultrasonography using 2d textural analysis: A novel approach to assess skeletal muscle structure and quality in chronic kidney disease // *Ultrason. Imaging*. 2021. V. 43. № 3. P. 139.
 53. Yoshiko A., Kaji T., Sugiyama H. et al. Twenty-four months' resistance and endurance training improves muscle size and physical functions but not muscle quality in older adults requiring long-term care // *J. Nutr. Health Aging*. 2019. V. 23. № 6. P. 564.
 54. Rowe G.S., Blazevich A.J., Haff G.G. pQCT- and ultrasound-based muscle and fat estimate errors after resistance exercise // *Med. Sci. Sports Exerc.* 2019. V. 51. № 5. P. 1022.
 55. Botton C.E., Umpierre D., Rech A. et al. Effects of resistance training on neuromuscular parameters in elderly with type 2 diabetes mellitus: A randomized clinical trial // *Exp. Gerontol.* 2018. V. 113. P. 141.
 56. Cadore E.L., González-Izal M., Grazioli R. et al. Effects of Concentric and Eccentric Strength Training on Fatigue Induced by Concentric and Eccentric Exercises // *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 2019. V. 14. № 1. P. 91.
 57. Oranchuk D.J., Stock M.S., Nelson A.R. et al. Variability of regional quadriceps echo intensity in active young men with and without subcutaneous fat

correction // *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* 2020. V. 45. № 7. P. 745.

58. Crawford S.K., Lee K.S., Bashford G.R., Heiderscheid B.C. Spatial-frequency analysis of the anatomical differences in hamstring muscles // *Ultrason. Imaging.* 2021. V. 43. № 2. P. 100.

REFERENCES

1. Drapkina O.M., Angarsky R.K., Rogozhkina E.A. et al. [Ultrasound-assisted assessment of visceral and subcutaneous adipose tissue thickness. Methodological guidelines] // *Cardiovasc. Ther. Prev.* 2023. V. 22. № 3. P. 3552.

2. Suslyaeva N.M., Zavadovskaya V.D., Shulga O.S. et al. [Method for differential diagnosis of abdominal and visceral obesity in overweight patients] // *Diagnost. Radiol. Radiother.* 2014. № 3. P. 61.

3. Storchle P., Muller W., Sengeis M. et al. Measurement of mean subcutaneous fat thickness: Eight standardised ultrasound sites compared to 216 randomly selected sites // *Sci. Rep.* 2018. V. 8. № 1. P. 16268.

4. Suzuki R., Watanabe S., Hirai Y. et al. Abdominal wall fat index, estimated by ultrasonography, for assessment of the ratio of visceral fat to subcutaneous fat in the abdomen // *Am. J. Med.* 1993. V. 95. № 3. P. 309.

5. Wagner D.R., Cain D.L., Clark N.W. Validity and reliability of A-mode ultrasound for body composition assessment of NCAA division I athletes // *PLoS One.* 2016. V. 11. № 4. P. e0153146.

6. Schlecht I., Wiggermann P., Behrens G. et al. Reproducibility and validity of ultrasound for the measurement of visceral and subcutaneous adipose tissues // *Metabolism.* 2014. V. 63. № 12. P. 1512.

7. Baranauskas M.N., Johnson K.E., Juvancic-Heltzel J.A. et al. Seven-site versus three-site method of body composition using BodyMetrix ultrasound compared to dual-energy X-ray absorptiometry // *Clin. Physiol. Funct. Imaging.* 2017. V. 37. № 3. P. 317.

8. Bazzocchi A., Filonzi G., Ponti F. et al. Accuracy, reproducibility and repeatability of ultrasonography in the assessment of abdominal adiposity // *Acad. Radiol.* 2011. V. 18. № 9. P. 1133.

9. Gradmark A.M., Rydh A., Renström F. et al. Computed tomography-based validation of abdominal adiposity measurements from ultrasonography, dual-energy X-ray absorptiometry and anthropometry // *Br. J. Nutr.* 2010. V. 104. № 4. P. 582.

10. Johnson K.E., Miller B., Gibson A.L. et al. A comparison of dual-energy X-ray absorptiometry, air displacement plethysmography and A-mode ultrasound to assess body composition in college-age adults // *Clin. Physiol. Funct. Imaging.* 2017. V. 37. № 6. P. 646.

11. Johnson K.E., Miller B., Juvancic-Heltzel J.A. et al. Agreement between ultrasound and dual-energy X-ray absorptiometry in assessing percentage body fat in

college-aged adults // *Clin. Physiol. Funct. Imaging.* 2014. V. 34. № 6. P. 493.

12. Kang S., Park J.H., Seo M.W. et al. Validity of the portable ultrasound BodyMetrix™ BX-2000 for measuring body fat percentage // *Sustainability.* 2020. V. 12. № 21. P. 8786.

13. Loenneke J.P., Barnes J.T., Waggoner J.D., Pujol T.J. Validity of a portable computer-based ultrasound system for estimating adipose tissue in female gymnasts // *Clin. Physiol. Funct. Imaging.* 2014. V. 34. № 5. P. 410.

14. Pineau J.C., Filliard J.R., Bocquet M. Ultrasound techniques applied to body fat measurement in male and female athletes // *J. Athl. Train.* 2009. V. 44. № 2. P. 142.

15. Pineau J.C., Guihard-Costa A.M., Bocquet M. Validation of ultrasound techniques applied to body fat measurement: a comparison between ultrasound techniques, air displacement plethysmography and bioelectrical impedance vs. dual-energy X-ray absorptiometry // *Ann. Nutr. Metab.* 2007. V. 51. № 5. P. 421.

16. Ripka W.L., Gewehr P.M., Ulbricht L. Fat percentage evaluation through portable ultrasound in adolescents: A comparison with dual energy X-ray absorptiometry / 2016 IEEE EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). 5–7 December, Kuala Lumpur, Malaysia, 2016. P. 146. doi: 10.1109/IECBES.2016.7843432

17. Ripka W.L., Ulbricht L., Menghin L., Gewehr P.M. Portable A-mode ultrasound for body composition assessment in adolescents // *J. Ultrasound Med.* 2016. V. 35. № 4. P. 755.

18. Schoenfeld B.J., Aragon A.A., Moon J. et al. Comparison of amplitude-mode ultrasound versus air displacement plethysmography for assessing body composition changes following participation in a structured weight-loss programme in women // *Clin. Physiol. Funct. Imaging.* 2017. V. 37. № 6. P. 663.

19. Smith-Ryan A.E., Fultz S.N., Melvin M.N. et al. Reproducibility and validity of A-mode ultrasound for body composition measurement and classification in overweight and obese men and women // *PLoS One.* 2014. V. 9. № 3. P. e91750.

20. Totosy de Zepetnek J.O., Lee J.J., Boateng T. et al. Test–retest reliability and validity of body composition methods in adults // *Clin. Physiol. Funct. Imaging.* 2021. V. 41. № 5. P. 417.

21. Aldrich J.E. Basic physics of ultrasound imaging // *Crit. Care Med.* 2007. V. 35 (5 Suppl). P. S131.

22. Bachu V.S., Kedda J., Suk I. et al. High-intensity focused ultrasound: A review of mechanisms and clinical applications // *Ann. Biomed. Eng.* 2021. V. 49. № 9. P. 1975.

23. Goss S., Johnston R., Dunn F. Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of

- mammalian tissues // *J. Acoust. Soc. Am.* 1978. V. 64. № 2. P. 423.
24. *Barnett S.B., Ter Haar G.R., Ziskin M.C. et al.* International recommendations and guidelines for the safe use of diagnostic ultrasound in medicine // *Ultrasound Med. Biol.* 2000. V. 26. № 3. P. 355.
 25. *Dankel S.J., Abe T., Bell Z.W. et al.* The impact of ultrasound probe tilt on muscle thickness and echo-intensity: A cross-sectional study // *J. Clin. Densitom.* 2020. V. 23. № 4. P. 630.
 26. *Wagner D.R., Teramoto M., Judd T. et al.* Comparison of A-mode and B-mode ultrasound for measurement of subcutaneous fat // *Ultrasound Med. Biol.* 2020. V. 46. № 4. P. 944.
 27. *Lee J.-W., Hong S.-U., Lee J.-H., Park S.-Y.* Estimation of validity of A-mode ultrasound for measurements of muscle thickness and muscle quality // *Bioengineering.* 2024. V. 11. № 2. P. 149.
 28. *Ribeiro G., de Aguiar R.A., Penteado R. et al.* A-mode ultrasound reliability in fat and muscle thickness measurement // *J. Strength Cond. Res.* 2022. V. 36. № 6. P. 1610.
 29. *Ross R., Aru J., Freeman J. et al.* Abdominal adiposity and insulin resistance in obese men // *Am. J. Physiol. Endocrinol. Metab.* 2002. V. 282. № 3. P. E657.
 30. *Markova T.N., Kichigin V.A., Diomidova V.N. et al.* [Evaluation of adipose tissue mass with anthropometric and visualization methods; its relation to the components of the metabolic syndrome] // *Obes. Metab.* 2013. V. 10. № 2. P. 23.
 31. *Kuk J.L., Church T.S., Blair S.N., Ross R.* Does measurement site for visceral and abdominal subcutaneous adipose tissue alter associations with the metabolic syndrome? // *Diabetes Care.* 2006. V. 29. № 3. P. 679.
 32. *Rolfe E.D.L., Sleight A., Finucane F.M. et al.* Ultrasound measurements of visceral and subcutaneous abdominal thickness to predict abdominal adiposity among older men and women // *Obesity.* 2010. V. 18. № 3. P. 625.
 33. *Bondareva E.A., Parfenteva O.I., Troshina E.A. et al.* Agreement between bioimpedance analysis and ultrasound scanning in body composition assessment // *Am. J. Hum. Biol.* 2024. V. 36. № 4. P. e24001.
 34. *Bullen B.A., Quaade F., Olessen E., Lund S.A.* Ultrasonic reflections used for measuring subcutaneous fat in humans // *Hum. Biol.* 1965. V. 37. № 4. P. 375.
 35. *Müller W., Lohman T.G., Stewart A.D. et al.* Subcutaneous fat patterning in athletes: selection of appropriate sites and standardisation of a novel ultrasound measurement technique: ad hoc working group on body composition, health and performance, under the auspices of the IOC Medical Commission // *Br. J. Sports Med.* 2016. V. 50. № 1. P. 45.
 36. *Kumar A.* Non-Invasive estimation of muscle fiber type using ultrasonography // *Int. J. Phys. Educ. Sports Health.* 2023. V. 10. № 1. P. 89.
 37. *Ashir A., Jerban S., Barrère V. et al.* Skeletal muscle assessment using quantitative ultrasound: A narrative review // *Sensors (Basel).* 2023. V. 23. № 10. P. 4763.
 38. *Nagae M., Umegaki H., Yoshiko A., Fujita K.* Muscle ultrasound and its application to point-of-care ultrasonography: A narrative review // *Ann. Med.* 2023. V. 55. № 1. P. 190.
 39. *Masenko V.L., Kokov A.N., Grigoreva I.I., Krivosheva K.E.* [Radiology methods of the sarcopenia diagnosis] // *Res. Pract. Med. J.* 2019. V. 6. № 4. P. 127.
 40. *Sokolova A.V., Klimova A.V., Dragunov D.O. et al.* [Organization of medical care for patients with sarcopenia: methodological recommendations]. М.: GBO "Research Institute for Healthcare Organization and Medical Management of the Moscow City Health Department", 2023. 49 p.
 41. *Cho Y.K., Jung H.N., Kim E.H. et al.* Association between sarcopenic obesity and poor muscle quality based on muscle quality map and abdominal computed tomography // *Obesity.* 2023. V. 31. № 6. P. 1547.
 42. *Farsijani S., Santanasto A.J., Miljkovic I. et al.* The relationship between intermuscular fat and physical performance is moderated by muscle area in older adults // *J. Gerontol. A Biol. Sci. Med. Sci.* 2021. V. 76. № 1. P. 115.
 43. *Heckmatt J.Z., Pier N., Dubowitz V.* Real-time ultrasound imaging of muscles // *Muscle Nerve.* 1988. V. 11. № 1. P. 56.
 44. *Goodpaster B.H., Bergman B.C., Brennan A.M., Sparks L.M.* Intermuscular adipose tissue in metabolic disease // *Nat. Rev. Endocrinol.* 2023. V. 19. № 5. P. 285.
 45. *Schmitz G., Dencks S.* Ultrasound imaging // *Recent Results Cancer Res.* 2020. V. 216. P. 135.
 46. *Mechelli F., Arendt-Nielsen L., Stokes M., Agyapong-Badu S.* Validity of ultrasound imaging versus magnetic resonance imaging for measuring anterior thigh muscle, subcutaneous fat, and fascia thickness // *Methods Protoc.* 2019. V. 2. № 3. P. 58.
 47. *Mirón Mombiola R., Vucetic J., Rossi F., Tagliafico A.S.* Ultrasound biomarkers for sarcopenia: What can we tell so far? // *Semin. Musculoskelet. Radiol.* 2020. V. 24. № 2. P. 181.
 48. *Sun X., Croxford A.J., Drinkwater B.W.* Continuous monitoring with a permanently installed high-resolution ultrasonic phased array // *Struct. Health Monit.* 2023. V. 22. № 5. P. 3451.
 49. *Sahinis C., Kellis E.* Hamstring muscle quality properties using texture analysis of ultrasound images // *Ultrasound Med. Biol.* 2023. V. 49. № 2. P. 431.
 50. *Wong V., Spitz R.W., Bell Z.W. et al.* Exercise induced changes in echo intensity within the muscle: A brief review // *J. Ultrasound.* 2020. V. 23. № 4. P. 457.
 51. *Van den Broeck J., Héréus S., Cattryssse E. et al.* Reliability of muscle quantity and quality measured

- with extended-field-of-view ultrasound at nine body sites // *Ultrasound Med. Biol.* 2023. V. 49. № 7. P. 1544.
52. *Wilkinson T.J., Ashman J., Baker L.A. et al.* Quantitative muscle ultrasonography using 2d textural analysis: A novel approach to assess skeletal muscle structure and quality in chronic kidney disease // *Ultrason. Imaging.* 2021. V. 43. № 3. P. 139.
53. *Yoshiko A., Kaji T., Sugiyama H. et al.* Twenty-four months' resistance and endurance training improves muscle size and physical functions but not muscle quality in older adults requiring long-term care // *J. Nutr. Health Aging.* 2019. V. 23. № 6. P. 564.
54. *Rowe G.S., Blazeovich A.J., Haff G.G.* pQCT- and ultrasound-based muscle and fat estimate errors after resistance exercise // *Med. Sci. Sports Exerc.* 2019. V. 51. № 5. P. 1022.
55. *Botton C.E., Umpierre D., Rech A. et al.* Effects of resistance training on neuromuscular parameters in elderly with type 2 diabetes mellitus: A randomized clinical trial // *Exp. Gerontol.* 2018. V. 113. P. 141.
56. *Cadore E.L., González-Izal M., Grazioli R. et al.* Effects of Concentric and Eccentric Strength Training on Fatigue Induced by Concentric and Eccentric Exercises // *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 2019. V. 14. № 1. P. 91.
57. *Oranchuk D.J., Stock M.S., Nelson A.R. et al.* Variability of regional quadriceps echo intensity in active young men with and without subcutaneous fat correction // *Appl. Physiol. Nutr. Metab.* 2020. V. 45. № 7. P. 745.
58. *Crawford S.K., Lee K.S., Bashford G.R., Heiderscheit B.C.* Spatial-frequency analysis of the anatomical differences in hamstring muscles // *Ultrason. Imaging.* 2021. V. 43. № 2. P. 100.

Application of Ultrasound to Assess Body Composition and Physiological Changes in Skeletal Muscles

**E. A. Bondareva^{a,*}, E. V. Generozov^a, A. A. Arutyunyan^b, N. A. Bevzyuk^b,
E. V. Popova^c, O. I. Parfentjeva^a**

^a*Lopukhin FRCC of Physical-Chemical Medicine of FMBA, Moscow, Russia*

^b*Pirogov Russian National Research Medical University, Moscow, Russia*

^c*Gorno-Altai State University, Gorno-Altai, Russia*

^{*}*E-mail: Bondareva.E@gmail.com*

Ultrasound (US) is widely used in medicine; however, the capabilities of this method go far beyond clinical diagnostics. Over the past half century, the West has been actively developing the direction of using ultrasound to assess body composition, muscle changes under physical activity, assess muscle composition by fiber type, and analyze changes in fat and muscle components of body composition over time. Compaction of sizes, technological evolution of the transmitter, new algorithms for recording and processing the reflected signal contributed to the creation of ultra-light, high-power ultrasound scanners with high resolution, which are synchronized with the smartphone of an ultrasound diagnostic specialist. Among specialists in the field of sports and muscle activity, cheaper ultrasound devices are also becoming widespread, which allow measurements in A- and B-modes in healthy people. This review presents modern areas of ultrasound use outside the field of medical diagnostics and the application of this method in sports physiology and anthropology, as well as the limitations of the method and prospects for its development.

Keywords: ultrasound examination, A-mode ultrasound, B-mode ultrasound, skeletal muscles, muscle quality, body composition, subcutaneous fat, visceral fat.