
**АКУСТИКА ЖИВЫХ СИСТЕМ.
БИОМЕДИЦИНСКАЯ АКУСТИКА**

УДК 534.23

**ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ АРТЕФАКТОВ
ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРИ УЛЬТРАЗВУКОВОМ ИССЛЕДОВАНИИ
ЛЕГКИХ ЧЕЛОВЕКА**

© 2025 г. С. Д. Сорокин^{а,*}, М. В. Рябков^а, С. А. Цысарь^а,
О. А. Сапожников^а, В. А. Хохлова^а

^аМосковский государственный университет имени М.В. Ломоносова, физический факультет,
Ленинские горы, ГСП-1, Москва, 119991 Россия.

*e-mail: srknstepan@gmail.com

Поступила в редакцию 25.07.2024 г.

После доработки 14.02.2025 г.

Принята к публикации 06.05.2025 г.

Для анализа механизмов формирования артефактов на ультразвуковом изображении легких человека (так называемых В-линий) были созданы экспериментальные фантомы, состоящие из слоя силикона для акустической имитации межреберных мышц, слоя в виде мелкопористой противоожоговой губки, имитирующей здоровую или отечную ткань легких, фрагмента губки, сокового мешочка мандарина и капли УЗИ геля, имитирующих структуры легочной ткани. Ультразвуковые (УЗ) изображения регистрировались линейным ультразвуковым датчиком L7-4, подключенным к УЗ сканеру Verasonics V-1. Дополнительно было построено изображение находящегося на поверхности воды сокового мешочка мандарина, используя метод синтезированной апертуры с применением фокусированного пьезоэлектрического преобразователя Olympus V307. Полученные эхограммы были сопоставлены с изображениями, регистрируемыми в клинических случаях патологий легочной ткани. Показано, что возникновение В-линий связано с эффектами множественной реверберации в заполненных жидкостью структурах, имитирующих ткани легких, при этом их яркость и ширина на эхограмме зависят от характерного размера и внутренней структуры фантома.

Ключевые слова: легкие, ультразвуковая диагностика, артефакты ультразвуковых изображений, В-линии

DOI: 10.31857/S0320791925030148, **EDN:** JUNDYO

1. ВВЕДЕНИЕ

Необходимость лечения легочных заболеваний и их побочных эффектов стимулировала развитие методов диагностики и терапии данных патологических состояний [1]. Интерес к таким подходам особенно усилился в последние годы в связи с пандемией SARS-CoV-2 [2–4]. Наиболее универсальным методом исследования и выявления различных легочных дисфункций, таких как пневмония, пневмоторакс, фиброз и консолидация считается компьютерная томография (КТ) [5, 6]. Альтернативой является ультразвуковое исследование (УЗИ), хотя диагностические возможности этого метода ограничены, поскольку газонасыщенная ткань легких препятствует распространению в ней ультразвука. С другой стороны, КТ использует ионизирующее рентгеновское излучение, имеет ряд

противопоказаний и уступает УЗИ по безопасности, стоимости и мобильности.

Источником информации при ультразвуковом исследовании патологических состояний легкого является эхографическая картина, характеризующаяся наличием множественных акустических артефактов, называемых “кометами” или В-линиями. Наблюдение таких артефактов коррелирует с увеличением внесосудистой жидкости в легких и с интерстициальными заболеваниями легких, которые характеризуются утолщением межалвеолярных перегородок с исходом в фиброз легких [7, 8]. Характеристики и физические механизмы возникновения артефактов еще до конца не изучены [9].

Клинические случаи можно условно разделить на две группы по расположению легочной патологии: заболевания, поражающие плевру,

и заболевания, нарушающие внутреннюю структуру легкого, а именно интерстиций и альвеолярную структуру. Проявление патологий плевры на УЗ изображениях остается за рамками рассмотрения данной работы, но безусловно также представляет научный интерес [10, 11].

Отдельные вертикальные эхогенные артефакты (В-линии) возникают при отеках и воспалительных процессах в легких различной этиологии, контузиях, остром респираторном дистресс синдроме (ОРДС), и других заболеваниях. Указанные патологии сопровождаются изменениями интерстициальной ткани легкого, такими как накопление внесосудистой жидкости, утолщение междольковых перегородок, развитие фиброза [12]. Чем большее число В-линий появляется на эхограмме, тем более тяжелым является поражение легкого [11]. Согласно существующим диагностическим протоколам, наличие не более двух В-линий в одном межреберье обычно считается нормой. Появление трех или более В-линий принято считать признаком нарушения аэрации легкого, связанного с накоплением и увеличением объема жидкости различной природы и/или фиброзной ткани в интерстиции по отношению к воздушному компоненту в легких [7, 13]. В случаях резко выраженных интерстициальных изменений заполнение интерстиция патологической жидкостью происходит в более обширной области, что ведет к серьезному уменьшению аэрации легкого; при этом ультразвуковая картина меняется на сплошной эхогенный фон за плевральной линией. Такой вид картины, называемый “белым легким”, обладает диагностической силой и свидетельствует о наличии тяжелой интерстициальной патологии легкого, которая может предшествовать его консолидации [13, 14]. Одним из важных примеров заболеваний, представляющим особый интерес для УЗ диагностики легких, в тяжелых случаях которого наблюдается артефакт в виде “белого легкого”, является острый респираторный дистресс синдром (ОРДС) у новорожденных, для которых неприменимы многие виды иной диагностики [4].

Целью данной работы являлось изучение возможных физических механизмов возникновения на УЗ изображении “комет” или В-линий, формирование которых обусловлено распространением и рассеянием ультразвуковых волн в дискретно аэрированных тканях переменной плотности. В модельном эксперименте исследовалось образование эхогенных артефактов на специально подобранных по акустическим свойствам фантомах, имитирующих структурные элементы легких.

2. МЕТОДЫ

2.1. Изготовление фантомов и экспериментальная установка с УЗ датчиком

При УЗ визуализации легких упругая волна проходит три слоя ткани с различными акустическими

свойствами: межреберная мышца, плевральный мешок и сама ткань легкого, которая в разной степени может быть заполнена жидкостью [15, 16]. В работе были созданы двухслойные фантомы, первый слой которых в виде двухкомпонентного силикона имитировал мягкие ткани; второй слой в виде сухой или влажной мелкопористой противоожоговой губки, ее фрагмента, сокового мешочка мандарина или капли УЗ геля являлся имитацией разных состояний тканей легких.

Для изготовления первого слоя фантома из двухкомпонентного силикона (Tool Desco 15 на основе Elastosil, Германия) жидкий силикон и платиновый катализатор вулканизации смешивались в специально подобранной под установку (11 × 11 см) гладкой стеклянной форме. После затвердевания слой силикона извлекался из формы, закреплялся между металлическими пластинами (8 × 4 см) и плотно зажимался болтовым соединением. На слой силикона последовательно помещались следующие фантомы: сухая либо заполненная водой мелкопористая губка; фрагмент губки на прослойке из геля; две капли воды, покрытые губкой; соковый мешочек мандарина; капля ультразвукового геля (“Медиагель”, Гельтек-Медика, Москва, Россия).

В работе использовались две экспериментальные установки, схемы которых представлены на рис. 1. Наблюдение артефактов изображений для различных фантомов легочной ткани проводилось на установке (рис. 1а), состоящей из ультразвукового сканера Verasonics V-1 (Redmond, США), штатива с фиксатором (на рисунке не показаны), УЗ датчика L7-4 (ATL, Bothell, США), слоя силикона и пяти различных фантомов ткани легкого.

С помощью стереомикроскопа (Stemi 2000, Carl Zeiss, Германия) был сделан снимок мелкопористой

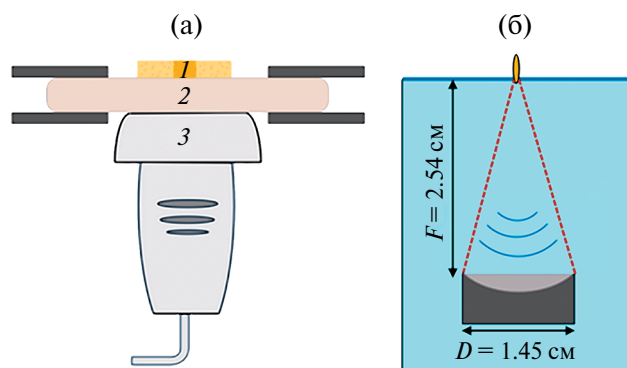


Рис. 1. (а) — Схема установки для наблюдения артефактов изображений для различных фантомов легочной ткани: 1 — фантом, 2 — слой силикона, 3 — УЗ датчик L7-4 (ATL, Bothell, США). (б) — Схема установки для регистрации сигнала пьезоизлучателя, отраженного от разных точек поверхности воды и фантома отечной области легких в виде сокового мешочка мандарина. УЗ преобразователь OlympusV307 перемещается параллельно поверхности воды.

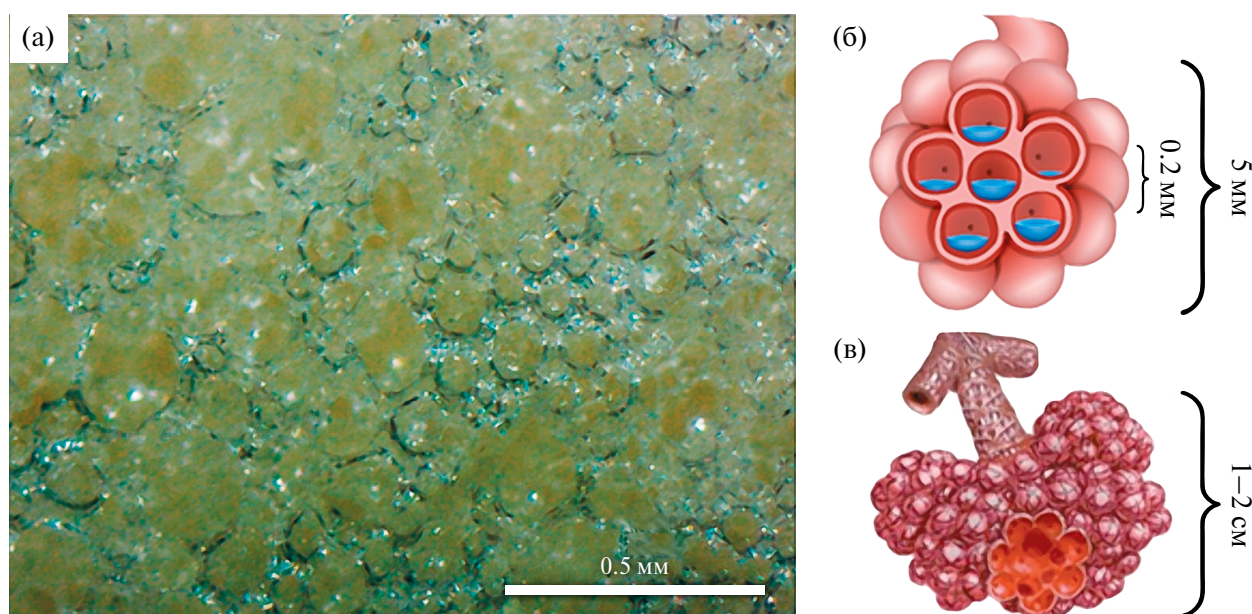


Рис. 2. (а) — Снимок сухой мелкопористой губки под микроскопом (Stemi 2000 фирмы Carl Zeiss, Германия). (б) — Характерные размеры пор губки соизмеримы со структурными элементами человеческих легких, а именно с альвеолами (0.2 мм); характерный размер сокового мешочка мандарина (3 × 5 мм) соответствует размерам ацинуса. (в) — Фрагмент влажной губки и капля УЗ геля соизмеримы с долькой легкого (1–2 см).

губки (рис. 2а), на котором хорошо различимы ее структура и размеры пор. По этому снимку можно судить о соответствии характерных размеров пор губки и легочных альвеол (~0.2 мм), что говорит об адекватном выборе модели и ее схожести с реальной легочной тканью (рис. 2б) [17, 18]. Аналогично, характерный размер сокового мешочка мандарина (3 × 5 мм) сопоставим с размером ацинуса легких (рис. 2б). Фрагмент влажной губки и каплю УЗ геля можно сопоставить с долькой легкого (характерный размер 1–2 см, рис. 2в).

Первым шагом в создании двуслойных образцов было изготовление силиконового слоя, толщина и однородность которого играет большую роль. Далее подготавливался второй слой в виде выбранных заранее фантомов, измерялись и корректировались их характерные размеры. Для фантомов с влажной губкой проводилось ее предварительное вымачивание с последующим отжатием под водой для того, чтобы минимизировать содержание воздуха в порах. Далее проводилась сборка установки, осуществлялось подключение УЗ датчика ATL L7-4 (Philips, Bothell, США) с предварительно нанесенным на рабочую поверхность УЗ гелем к ультразвуковому сканеру Verasonics V-1, после чего проводилось сканирование. Большая часть эхограмм была получена с использованием мелкопористого фантома (рис. 3а) в трех разных состояниях: сухая губка; губка, полностью заполненная водой; и губка, абсорбирующая две капли воды с поверхности силикона. Последующая серия измерений проводилась с тремя меньшими по размеру фантомами:

влажным фрагментом губки, соковым мешочком мандарина и каплей УЗ геля (рис. 3б–3г). Все они по очереди помещались на слой силикона для регистрации изображения линейным УЗ датчиком, как показано на рис. 1а. Для обеспечения акустического контакта и удержания фантомов в вертикальном положении их нижний конец смазывался небольшим количеством УЗ геля.

2.2. Эксперимент с одноэлементным фокусированным пьезоэлектрическим преобразователем

Для количественного анализа формы отраженных от фантомов сигналов использовался одноэлементный фокусирующий ультразвуковой преобразователь Olympus V307 с диаметром 14.5 мм и фокусным расстоянием 25.4 мм (Waltham, США), обладающий той же частотной полосой, что и линейный датчик L7-4 (4–7 МГц по уровню — 6 дБ). Преобразователь работал в одноканальном режиме как на излучение, так и на прием. Чтобы убедиться в идентичности временной формы акустических импульсов, излучаемых линейной многоэлементной УЗ-решеткой и одноэлементным фокусирующим пьезоизлучателем, были проведены измерения профилей генерируемых сигналов.

Капсульный гидрофон HGL-0200 (Onda, Великобритания) и УЗ датчик L7-4 размещались друг напротив друга в бассейне с водой. Гидрофон крепился к механической системе позиционирования, а УЗ датчик — на статичный штатив. Были

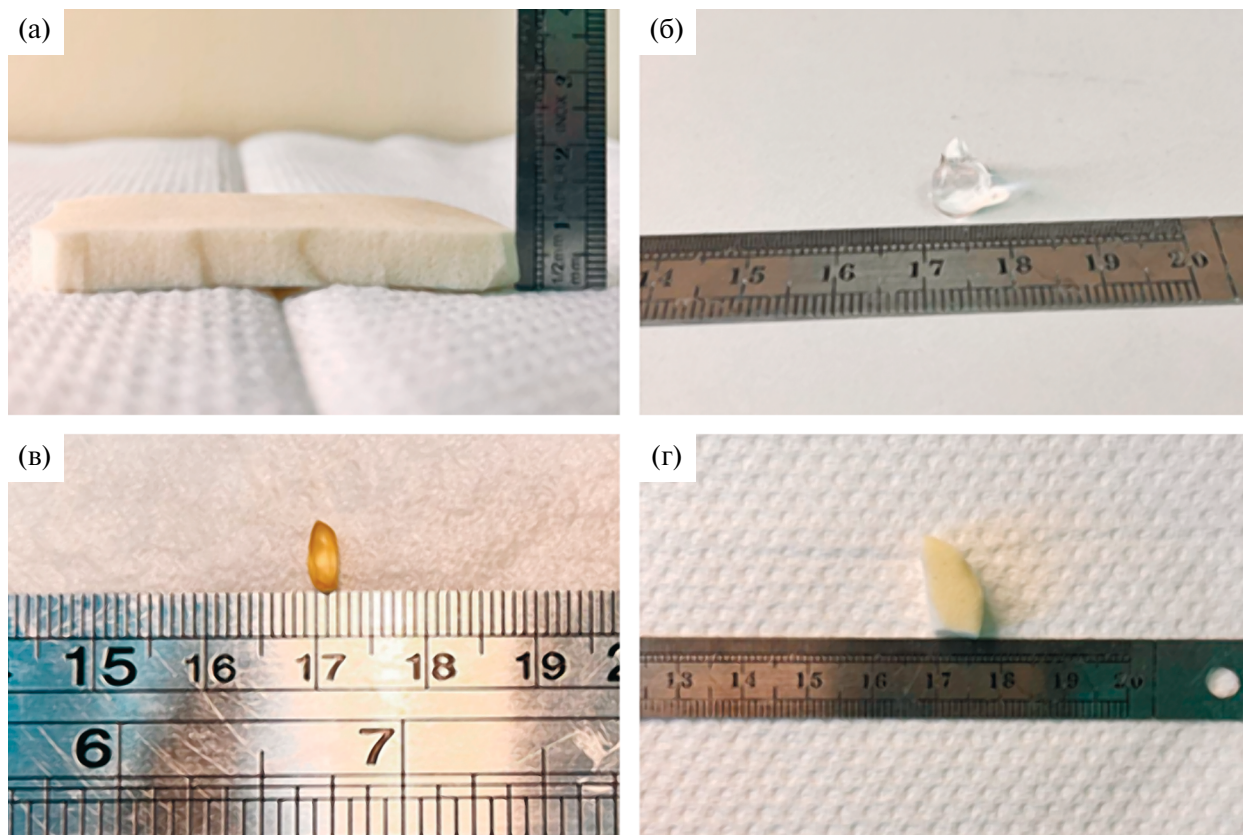


Рис. 3. Фотографии фантомов, использованных в эксперименте: (а) — мелкопористая противоожоговая губка (толщина — 8 мм); (б) — влажный фрагмент губки (7 мм × 10 мм); (в) — соковый мешочек мандарина (3 мм × 5 мм); (г) — капля УЗ геля (6 мм × 7 мм).

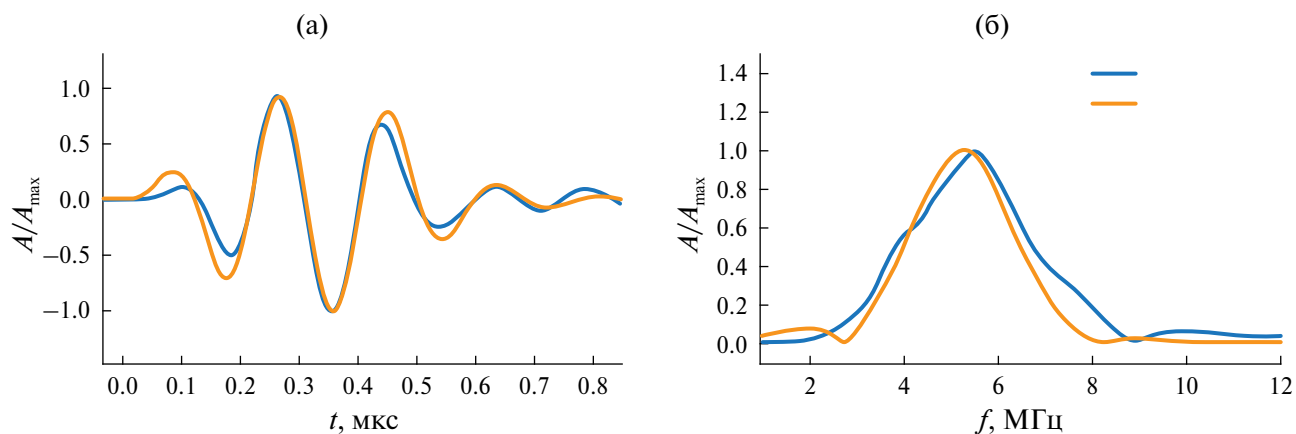


Рис. 4. (а) — Сравнение временных профилей и (б) — спектров импульсных сигналов УЗ датчика L7-4 (синяя кривая) и одноэлементного пьезоизлучателя Olympus V307 (оранжевая кривая).

проведены измерения профилей электрического сигнала гидрофона в зависимости от времени на двух разных расстояниях (15 и 50 мм). Далее УЗ датчик заменялся на одноэлементный пьезопреобразователь Olympus V307 и записывался сигнал гидрофона при его расположении в точке фокуса

излучателя. Изменением частоты и количества периодов сигнала, задаваемого на генераторе, достигалась похожесть сигнала гидрофона с сигналом, измеренным при использовании в качестве излучателя УЗ датчика L7-4. Как показано на рис. 4, сигналы действительно оказались практически

идентичными. Это позволило исследовать влияние фантома (сокового мешочка мандарина) на форму отраженного сигнала фокусирующего источника, а затем применить метод апертурного синтеза для построения УЗ изображения указанного фантома (см. ниже).

2.3. Построение УЗ изображения методом апертурного синтеза

Преобразователь Olympus V307 помещался в бассейн на фокусном расстоянии от поверхности воды (рис. 1б) и перемещался с помощью системы позиционирования с ЧПУ UMS-3 (Precision Acoustics, Великобритания). Соковый мешочек мандарина закреплялся вертикально над поверхностью воды таким образом, чтобы его нижняя часть касалась поверхности, образуя мениск. Таким образом осуществлялась имитация отечного участка легкого, контактирующего с прилегающими мягкими тканями плевры, проводящими ультразвук. Акустический импульс, излучаемый пьезопреобразователем в разных положениях, отражался от границы вода–воздух или от поверхности сокового мешочка мандарина с воздухом и принимался тем же преобразователем. Излучатель перемещали и проводили измерения эхо-сигналов в плоскости, параллельной поверхности воды с шагом 0.2 мм.

Перед формированием В-скана сигналы предварительно были отфильтрованы в полосе частот от 0.1 до 20 МГц с использованием окна Блэкмана–Харриса для подавления внешних шумов [19]. Затем строилась огибающая сигналов методом Гильберта [20]. В результате комбинирования полученных линейных (вертикальных) профилей эхо-сигналов по их пиковым значениям было составлено двумерное изображение, вдоль центральной линии которого формировался В-скан, аналогичный получаемым с помощью УЗИ сканера и линейного датчика L7-4.

3. РЕЗУЛЬТАТЫ

3.1. Артефакты УЗ изображений фантомов

С помощью медицинского линейного датчика L7-4 (рис. 1а) были получены эхограммы различных фантомов, на которых проявлялись артефакты, схожие с В-линиями на эхограммах при патологических состояниях легких.

На рис. 5 представлены УЗ сканы первой серии эхограмм, показывающие различия между изображениями полностью сухой губкой, имитирующей здоровую легочную ткань, полностью смоченной губкой, имитирующей тяжелый отек легкого, и слоя воды одинаковой толщины с губкой.

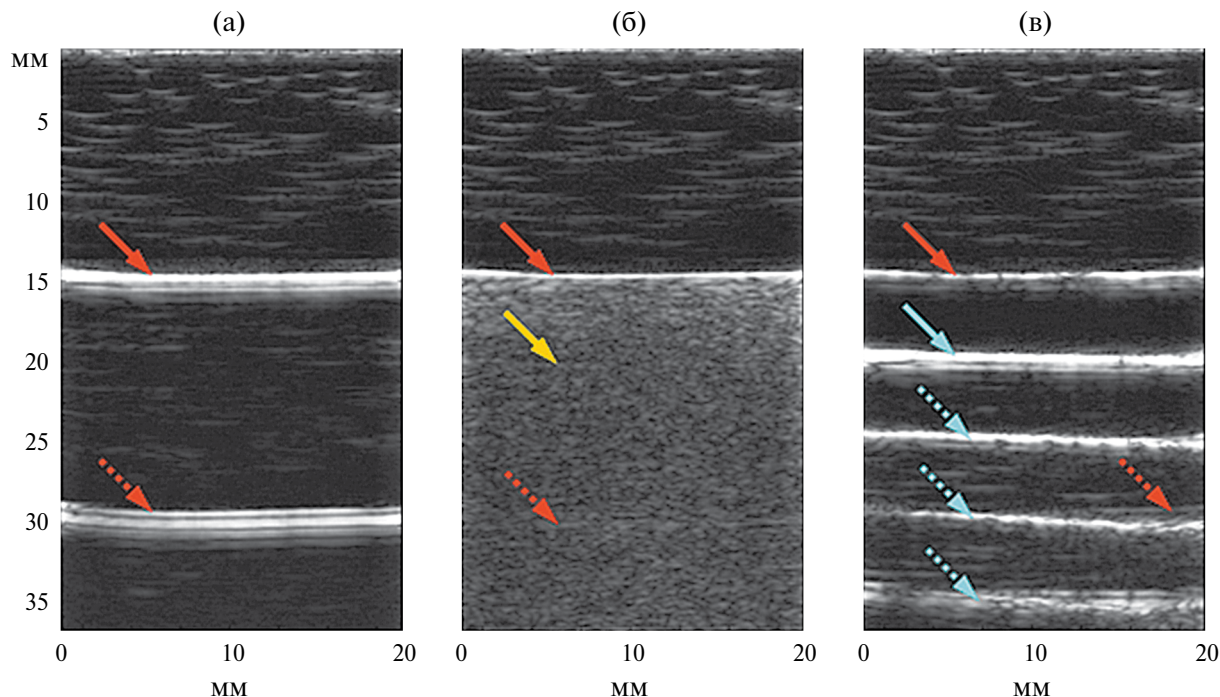


Рис. 5. УЗ изображения, полученные в режиме В-моды (УЗ датчик L7-4 расположен сверху) через слой силикона: (а) — полностью сухая мелкопористая губка; (б) — полностью влажная губка, (в) — слой воды, толщина которого равна толщине губки (8 мм). Сплошной красной стрелкой отмечена эхогенная линия, соответствующая отражению от границы силиконового слоя с губкой, штриховой красной стрелкой отмечено первое переотражение в указанном слое. Желтая стрелка указывает на слабое отражение от тыльной границы полностью влажной губки (б). Синяя сплошная стрелка соответствует границе воды с воздухом, а синие штриховые стрелки отмечают многократные переотражения в слое воды (в).

На изображениях датчик находится сверху, отсчет расстояния ведется от датчика вниз. Пространственные координаты исходного изображения были масштабированы таким образом, чтобы толщина силиконового слоя соответствовала истинной (15 мм). При этом слой воды толщиной 8 мм виден на изображении как слой с толщиной 5 мм из-за различия скоростей звука в силиконе и воде.

Как видно из рис. 5а, в случае сухой губки происходит полное отражение сигнала от ее границы с силиконом, которое проявляется в виде яркой эхогенной горизонтальной линии на расстоянии 15 мм от датчика (отмечена красной сплошной стрелкой). При этом изображение сухой губки абсолютно темное, не наблюдается ее дальняя от датчика граница, но виден артефакт в виде эхогенной линии на расстоянии 30 мм от датчика, соответствующей первому переотражению сигнала в силиконовом слое (отмечен красной штриховой стрелкой).

Изображение влажной губки (рис. 5б) представляет собой светлую эхогенную область с убывающим по глубине контрастом, расположенную после ее границы с силиконом. Линия границы силикона и влажной губки (красная сплошная стрелка) менее яркая по сравнению со случаем сухой губки (рис. 5а), поскольку не происходит полного отражения акустического сигнала. Тыльная граница губки (желтая стрелка) и артефакт повторной границы силикона (красная штриховая стрелка) на изображении еле заметны, что свидетельствует о том, что ультразвук хорошо проникает через границу силикона и губки, многократно рассеивается внутри губки, практически не доходя до ее дальней границы, и возвращается к датчику через ближнюю границу губки с увеличивающимися задержками. Таким образом, влажная губка является сильным рассеивателем, однако ультразвук проникает на некоторую глубину и многократно рассеивается, а не отражается от границы с силиконом как в случае сухой губки.

На рис. 5в показано изображение слоя воды на силиконе той же толщины, что и у губки (8 мм). Хотя по импедансу вода и влажная губка близки и ультразвук хорошо проникает в обоих случаях через границу с силиконом, в воде отсутствуют рассеиватели, что приводит к формированию существенно иного изображения. На эхограмме слоя воды красной сплошной стрелкой отмечена ее граница с силиконом, синей сплошной стрелкой — наиболее яркая линия, соответствующая отражению УЗ-сигнала от границы с воздухом на расстоянии 20 мм от датчика, а на расстояниях 25, 30 и 35 мм видны три повторные яркие полосы, возникающие из-за переотражений в слое воды между его границами с силиконом и воздухом. На расстоянии 30 мм от датчика также возможно присутствует слабый

эхогенный артефакт переотражения в силиконовом слое (красная штриховая стрелка).

Вторая серия эхограмм (рис. 6) была получена при помещении на поверхность силикона двух капель воды и в результате их абсорбции в исходно сухую мелкопористую губку. В отсутствие губки в результате переотражений внутри свободных капель в каждой из них возникает акустическая ловушка, формирующая В-линии с неоднородной структурой (рис. 6а). На начальном участке линий видны две яркие горизонтальные полосы, соответствующие переотражениям между тыльной поверхностью капли и ее границей с силиконом. После помещения губки на капли структура В-линий становится иной (рис. 6б, 6в). В результате проникновения воды в поры губки форма, размер и структура акустической ловушки постепенно изменяются. Многократное перераспределение акустического сигнала в смоченной каплями части губки приводит к постепенному выходу ультразвуковых волн из губки к датчику с увеличивающимися задержками, формирующими В-линии с более однородной структурой. Как видно из сравнения длины эхогенных линий на рис. 6а и 6б, акустические волны задерживаются в свободных каплях (рис. 6а) на меньшее время, чем в губке, впитавшей эти капли (губки с “отеком”). В свою очередь, некоторое уширение В-линий на рис. 6в по сравнению с рис. 6б можно объяснить диффузией воды по порам губки со временем, что приводит к расширению области “отека”.

Третья серия схожих между собой эхограмм была получена для трех фантомов, имитирующих отдельные структурные элементы легких (рис. 3): влажный фрагмент мелкопористой противоожоговой губки (7×10 мм), соковый мешочек мандарина и капля УЗ геля. На эхограммах, представленных на рис. 7, видны типичные одиночные артефакты в виде В-линий, что подтверждает сделанные ранее предположения о соответствии выбранных фантомов по акустическим свойствам патологической легочной ткани. Пространственные координаты исходного изображения, как и на рис. 5, 6, масштабированы таким образом, чтобы толщина силиконового слоя соответствовала истинной (15 мм). Пунктирными контурами проиллюстрированы характерные геометрические контуры и размеры фантомов в предположении, что скорость звука в них равна скорости в воде.

3.2. Артефакты УЗ изображения, построенного методом синтезированной апертуры

Для исключения возможности влияния метода построения изображения диагностической УЗИ системой, который может вносить дополнительные артефакты, был проведен следующий эксперимент, заключающийся в построении изображения методом апертурного синтеза.

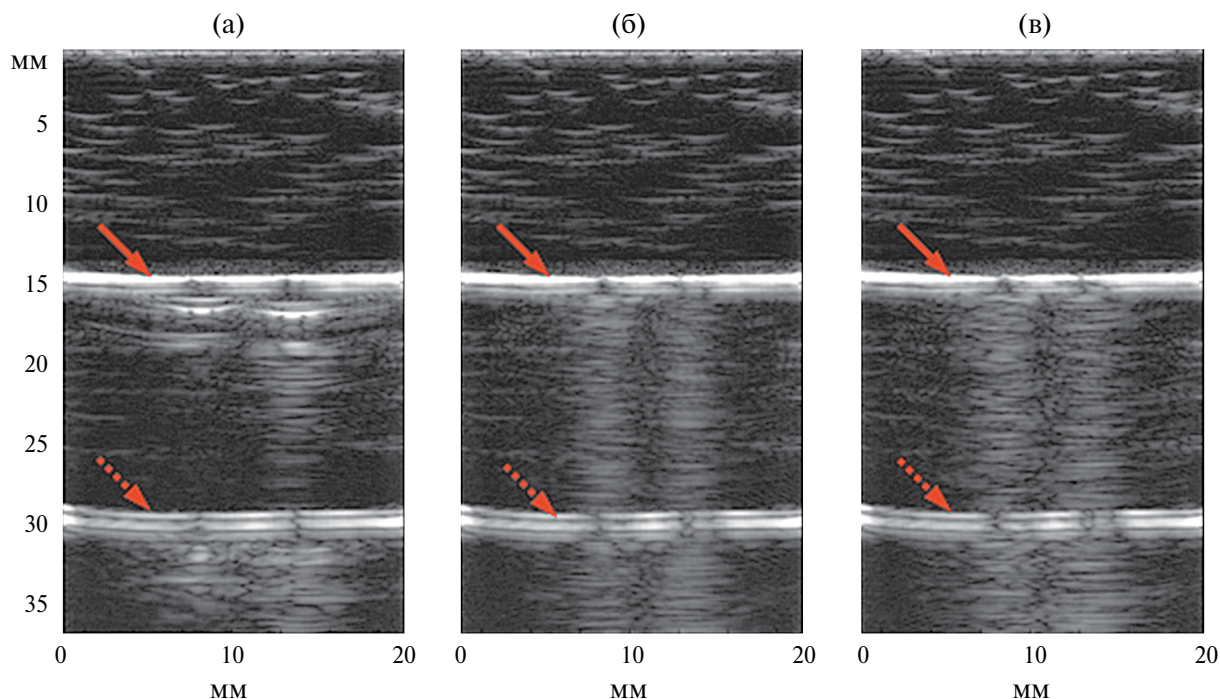


Рис. 6. В-линии на УЗ изображениях: (а) — двух капель воды на силиконовом слое в отсутствие губки; (б) — сразу же после сорбции каплей сухой губкой, (в) — по прошествии 60 с после помещения губки на капли. УЗ датчик находится сверху. Сплошной красной стрелкой отмечена эхогенная полоса, соответствующая отражению от границы силиконового слоя с губкой; штриховая красная стрелка отмечает первое переотражение в указанном слое.

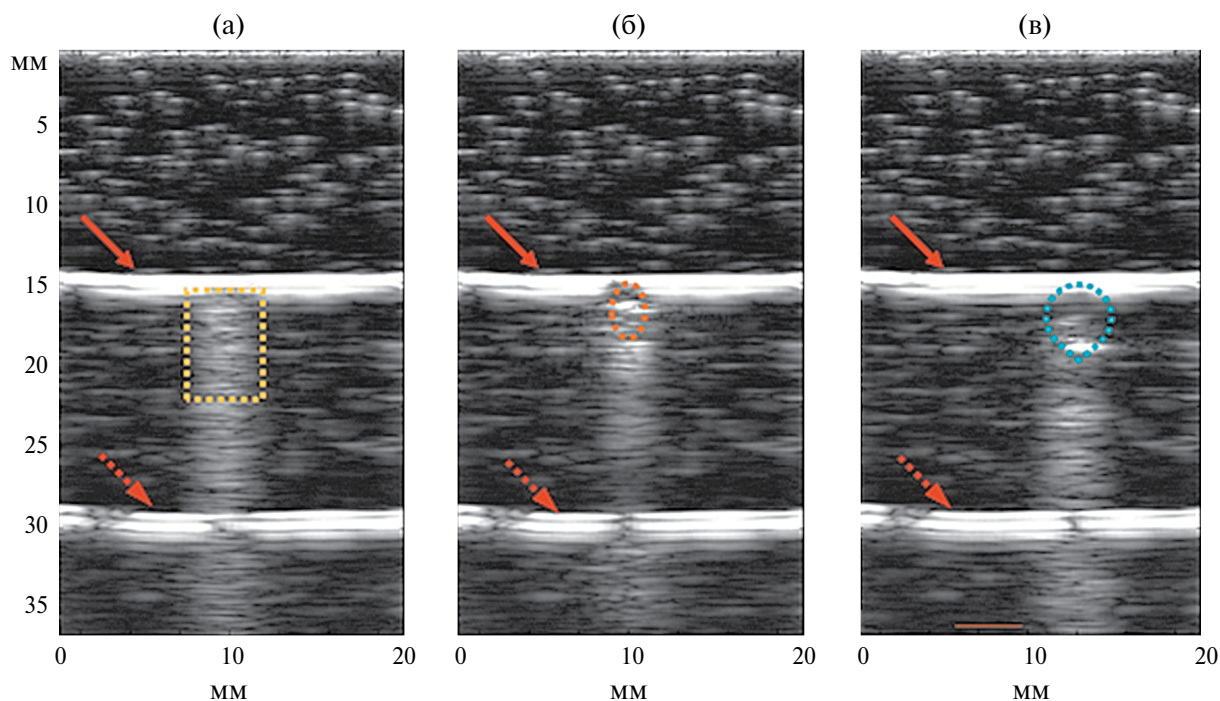


Рис. 7. Ультразвуковые изображения фантомов легочной ткани, расположенных на поверхности силиконового слоя (рис. 1а): (а) — влажного фрагмента губки; (б) — сокового мешочка мандарина; (в) — капли УЗИ геля. Ультразвуковой датчик находится сверху. Сплошной красной стрелкой отмечена эхогенная линия, соответствующая отражению от границы силиконового слоя с губкой, штриховая красная стрелка указывает на первое переотражение в указанном слое. Пунктирными контурами проиллюстрированы характерные геометрические контуры и размеры фантомов.

Схема установки представлена на рис. 16. Целью данного эксперимента было наблюдение артефактов в виде В-линии при построении изображения по эхо-сигналам от сокового мешочка мандарина, помещенного на поверхность воды. Для измерений использовался ультразвуковой пьезоизлучатель Olympus V307, сигнал которого схож с сигналом, генерируемым линейным датчиком Phillips ATL L7-4 (рис. 4).

На рис. 8 представлены результаты измерения эхо-сигналов, их фильтрации и построения двумерного изображения фантома ткани на поверхности воды. Применяя метод синтезированной апертуры, с помощью системы позиционирования

был просканирован прямоугольный участок поверхности воды, и в результате обработки набора линейных профилей сигнала (рис. 8а) было получено распределение пиковых значений огибающих (рис. 8б), в центре которого находится мениск, образованный соковым мешочком мандарина. Выбрав для В-скана плоскость, проходящую через центр фантома (отмечена красной линией на рис. 8б), можно наблюдать картину (рис. 8в), аналогичную УЗ изображению, получаемому в В-режиме при использовании диагностической УЗ системы. Временная шкала t задержек эхо-сигналов была пересчитана на рисунке в соответствующее расстояние $z = ct/2$, где $c = 1480$ м/с — скорость

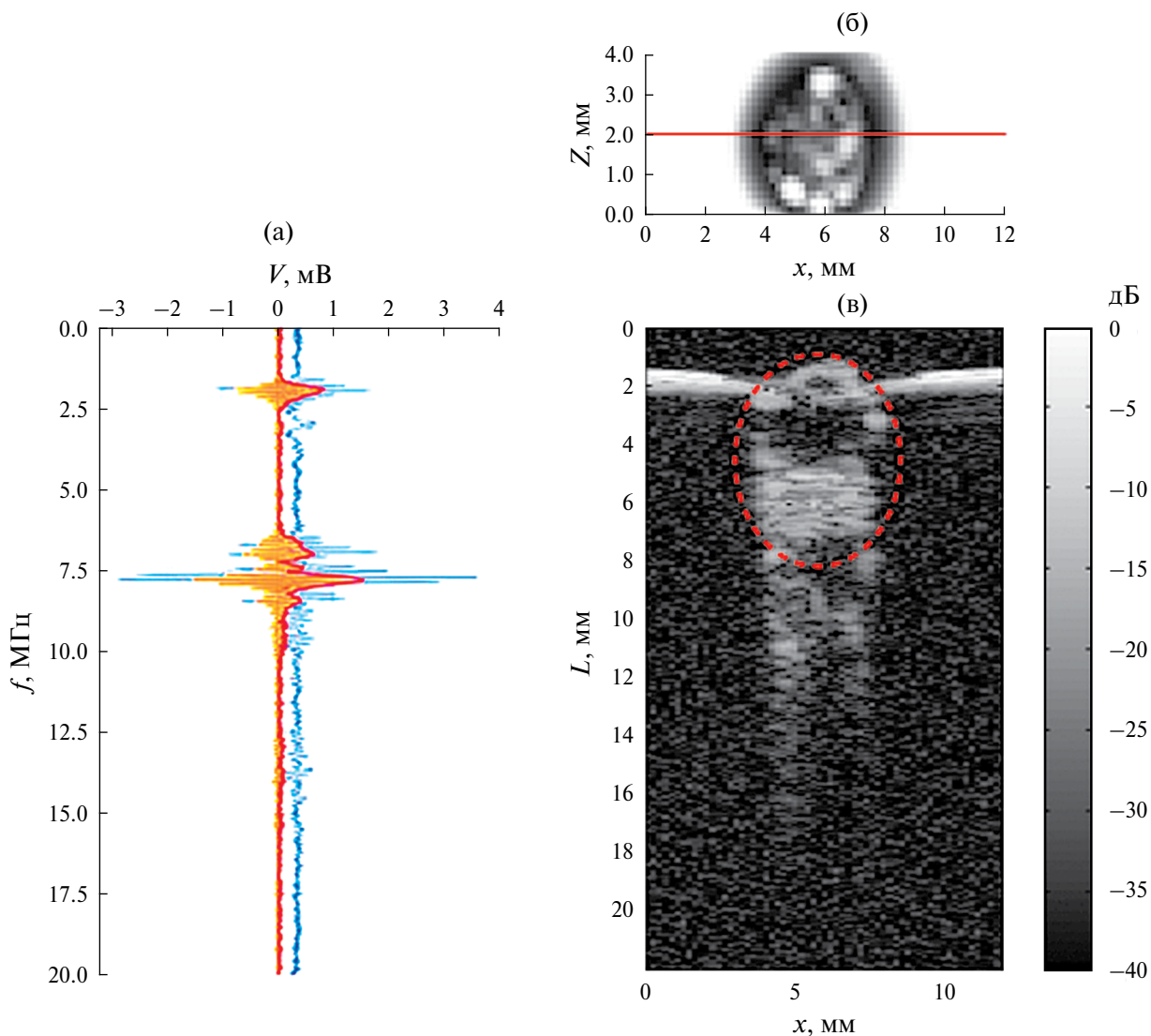


Рис. 8. (а) — RAW (голубой) — исходный сигнал, filtered (оранжевый) — сигнал после фильтрации окном Блэкмана–Харриса с 0.1 до 20 МГц, envelope (красный) — огибающая сигнала, полученная с помощью преобразования Гильберта после отсека нулевой частоты. (б) — Прямоугольный скан сокового мешочка мандарина на поверхности воды. Красной линией отмечен срез на плоскости, вдоль которой строилось изображение сокового мешочка в режиме В-моды. (в) — В-скан, на котором красный штриховой контур соответствует форме, размерам и расположению сокового мешочка.

звука в воде, $z = 0$ соответствует расстоянию 2 мм над поверхностью воды. Отчетливо виден артефакт, аналогичный рис. 6б, подтверждающий, что механизм возникновения В-линии в рассматриваемом случае обусловлен не процессами обработки сигнала датчика диагностической УЗИ системой, а физическим процессом реверберации акустического импульса внутри фантома и соответствующими задержками выхода и удлинением эхо-сигнала.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В работе были созданы две экспериментальные установки для моделирования ультразвуковых артефактов изображений, характерных при легочных заболеваниях. Проведена оценка характерных размеров структурных элементов фантомов, выбранных для моделирования. Показано, что на фантомах легочной ткани с отеками в виде фрагмента мелкопористой губки, сокового мешочка мандарина и капли УЗ геля наблюдаются УЗ артефакты, идентичные вертикальным экзогенным артефактам, возникающим при различных патологических состояниях легких. Предложено качественное объяснение корреляции между полученными ультразвуковыми изображениями и артефактами, возникающими в медицинских исследованиях. Для подтверждения физического механизма возникающих артефактов в виде В-линий были построены изображения сокового мешочка мандарина на поверхности воды методом синтезированной апертуры с помощью одноэлементного датчика Olympus V307, использующегося в качестве источника и приемника одновременно. Были получены изображения с артефактом в виде В-линии, аналогичным зарегистрированным с помощью УЗИ сканера на различных фантомах.

Проведенные в работе эксперименты на простых фантомах, имитирующих легочную ткань, иллюстрируют гипотезу о том, что механизмом возникновения артефакта В-линий является захват и реверберация ультразвукового импульса внутри акустической ловушки. Хотя общая концепция и физический механизм акустической ловушки являются признанными и обычно используются при интерпретации возникновения артефактов в виде В-линий, полного понимания соответствия различных патологических состояний легких моделям ловушек с определенными параметрами на сегодняшний день не достигнуто. В работе рассматривались и сравнивались несколько простых моделей формирования В-линий в легких, которые можно отнести к разным этиологиям. Проанализировано, какие из проявлений В-линий они моделируют и чем отличаются. Такого сравнения до сих пор не проводилось. В перспективе, при дальнейшем развитии, подобные модели с хорошо контролируемыми акустическими свойствами могут

использоваться как в образовательных целях, так и для разработки специфических режимов УЗ диагностики легочных заболеваний.

Проведенные прямые измерения ультразвуковых эхо-сигналов и построенное на их основе ультразвуковое изображение также иллюстрируют новые возможности анализа возникающих артефактов и корреляции их с различными заболеваниями. Так, например, изменение этих сигналов при изменении акустической проницаемости легочной ткани может быть использовано для мониторинга состояния больных [2]. Регистрация и количественное исследование особенностей “сырых” акустических сигналов позволит продвинуться в интерпретации получаемых изображений, понимании наблюдаемых артефактов, развитии новых методов диагностики больных с легочными патологиями и создания новых устройств, специально предназначенных для сонографии легких.

Авторы выражают благодарность А.В. Кадреву за полезные обсуждения работы.

Проведенные исследования выполнены в рамках госзадания МГУ имени М.В. Ломоносова и при поддержке студенческой стипендии Фонда развития теоретической физики и математики “БАЗИС” 23-2-1-44-1.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Макаренков А.П., Рудницкий А.Г. Возможности диагностики легочных патологий при двухканальной обработке дыхательных шумов человека // Акуст. журн. 1995. Т. 41. № 2. С. 272–277.
2. Khokhlova T.D., Thomas G.P., Hall J., Steinbock K., Thiel J., Cunitz B.W., Bailey M.R., Anderson L., Kessler R., Hall M.K., et al. Development of an automated ultrasound signal indicator of lung interstitial syndrome // J. Ultrasound Med. 2024. V. 43(3). P. 513–523.
3. Mika S., Gola W., Gil-Mika M., Wilk M., Misiołek H. Overview of artificial intelligence in point-of-care ultrasound. New horizons for respiratory system diagnoses // Anaesthesiol Intensive Ther. 2024. V. 56(1). P. 1–8.
4. Mento F., Demi L. Dependence of lung ultrasound vertical artifacts on frequency, bandwidth, focus and angle of incidence: An in vitro study // J. Acoust. Soc. Am. 2021. V. 150(6). P. 4075.
5. Raju S., Ghosh S., Mehta A.C. Chest CT signs in pulmonary disease: a pictorial review // Chest. 2017. V. 151(6). P. 1356–1374.
6. Gruden J.F., Naidich D.P., Machnicki S.C., Cohen S.L., Girvin F., Raoof S. An algorithmic approach to the interpretation of diffuse lung disease on chest CT imaging: a theory of almost everything // Chest. 2020. V. 157(3). P. 612–635.
7. Volpicelli G. Lung ultrasound B-lines in interstitial lung disease: moving from diagnosis to prognostic stratification // Chest. 2020. V. 158(4). P. 1323–1324.

8. Berce V., Tomazin M., Gorenjak M., Berce T., Lovrenčić B. The usefulness of lung ultrasound for the aetiological diagnosis of community-acquired pneumonia in children // *Sci Rep*. 2019. V. 9(1). P. 17957.
9. Di Serafino M., Notaro M., Rea G., Iacobellis F., Paoli V.D., Acampora C., Ianniello S., Brunese L., Romano L., Vallone G. The lung ultrasound: facts or artifacts? In the era of COVID-19 outbreak // *Radiol. Med*. 2020. V. 125. P. 738–753.
10. Lichtenstein D. BLUE-protocol and FALLS-protocol: two applications of lung ultrasound in the critically ill // *Chest*. 2015. V. 147(6). P. 1659–1670.
11. Митьков В.В., Сафонов Д.В., Митькова М.Д., АLEXIN М.Н., Катрич А.Н., Кабин Ю.В., Ветшова Н.Н., Худорожкова Е.Д., Лахин Р.Е., Кадрев А.В., и др. Консенсусное заявление РАСУДМ об ультразвуковом исследовании легких в условиях пандемии COVID-19 (версия 2) // *Ультразвуковая и функциональная диагностика*. 2020. Т. 1. С. 46–77.
12. Lichtenstein D., Mézière G., Biderman P., Gepner A., Barré O. The comet-tail artifact. An ultrasound sign of alveolar-interstitial syndrome // *Am. J. Respir. Crit. Care Med*. 1997. V. 156(5). P. 1640–1646.
13. Soldati G., Smargiassi A., Demi L., Inchingolo R. Artifactual lung ultrasonography: it is a matter of traps, order, and disorder // *Appl. Sci*. 2020. V. 10(5). P. 1570.
14. Demi M., Prediletto R., Soldati G., Demi L. Physical mechanisms providing clinical information from ultrasound lung images: hypotheses and early confirmations // *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*. 2020. V. 67(3). P. 612–623.
15. Kameda T., Kamiyama N., Kobayashi H., Kanayama Y., Taniguchi N. Ultrasonic B-line-like artifacts generated with simple experimental models provide clues to solve key issues in B-lines // *Ultrasound Med. Biol*. 2019. V. 45(7). P. 1617–1626.
16. Soldati G., Giunta V., Sher S., Melosi F., Dini C. “Synthetic” comets: a new look at lung sonography // *Ultrasound Med. Biol*. 2011. V. 37(11). P. 1762–1770.
17. Hansell D.M., Bankier A.A., MacMahon H., McLoud T.C., Müller N.L., Remy J. Fleischner Society: glossary of terms for thoracic imaging // *Radiology*. 2008. V. 246(3). P. 697–722.
18. Hyde D.M., Tyler N.K., Putney L.F., Singh P., Gundersen H.J. Total number and mean size of alveoli in mammalian lung estimated using fractionator sampling and unbiased estimates of the Euler characteristic of alveolar openings // *The Anatomical Record*. 2004. V. 277A(1). P. 216–226.
19. Jingwen Q., Maofa G., Xiaoyu W. Harmonic analysis based on Blackman–Harris self-convolution window // *Applied Mechanics and Materials*. 2013. V. 330. P. 977–980.
20. Sadjadi S.O., Hasan T., Hansen J.H.L. Mean Hilbert Envelope Coefficients (MHEC) for robust speaker recognition // 13th Annual Conf. of the Int. Speech Communication Association 2012, INTERSPEECH 2012. V. 2. P. 1694–1697.

Experimental modelling of imaging artifacts in ultrasound examination of human lungs

S. D. Sorokin^{a,*}, M. V. Ryabkov^a, S. A. Tsysar^a, O. A. Sapozhnikov^a, V.A. Khokhlova^a

^a*Lomonosov Moscow State University, Faculty of Physics, Leninskie Gory 1, Moscow, 119991 Russia*

^{*}*e-mail: srknstepan@gmail.com*

To determine the nature of artifacts on the ultrasound image of human lungs (so-called B-lines), experimental phantoms were created consisting of a silicone layer for acoustic imitation of intercostal muscles, a layer formed with fine-pored anti-burn sponge imitating healthy or edematous lung tissue, a sponge fragment, a mandarin juice pouch and a drop of ultrasound gel imitating the structures of the lung fabrics. Ultrasonic (US) images were recorded by a linear ultrasonic probe L7-4 connected to a Verasonics V-1 ultrasound scanner. Additionally, an image of a tangerine juice sac located on the surface of the water was constructed based on the synthesized aperture method using a focused piezoelectric transducer Olympus V307. The resulting echograms were compared with images recorded in clinical cases of pulmonary pathologies. It is shown that the appearance of artificial B-lines is associated with the effects of multiple reverberation in liquid-filled structures imitating lung tissue, while their brightness and width on the echogram depend on the characteristic size of the internal structure of the phantom.

Keywords: lungs, ultrasound diagnostics, artefacts of ultrasonic images, B-lines.