

На правах рукописи



Богдан Ольга Павловна

ЗАКОНОМЕРНОСТИ ВОЗНИКНОВЕНИЯ АРТЕФАКТА
«ПСЕВДОПОТОК» В НЕОДНОРОДНЫХ СРЕДАХ И ЕГО
ПРИМЕНЕНИЕ В УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ДИАГНОСТИКЕ

Специальность:

05.11.17 — Приборы, системы и изделия медицинского назначения

Автореферат диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Томск 2012

Работа выполнена на кафедре «Приборы и методы контроля качества»
ФГБОУ ВПО «Ижевский государственный технический университет имени
М.Т.Калашникова» (ФГБОУ ВПО ИжГТУ имени М.Т.Калашникова, г. Ижевск)

Научный руководитель:

Муравьева Ольга Владимировна
доктор технических наук, профессор

Официальные оппоненты:

Авдеева Диана Константиновна, доктор технических наук, профессор,
ФГБОУ ВПО «Национальный исследовательский Томский политехнический
университет», профессор кафедры «Информационно-измерительная техника»

Герасимов Сергей Иванович, доктор технических наук, профессор, ФГБОУ
ВПО «Сибирский государственный университет путей сообщения», профессор
кафедры «Строительная механика»

Ведущая организация:

ФГБУН Институт механики УрО РАН

Защита состоится 4 декабря 2012 г. в 17 ч.00 мин. на заседании диссертационного совета Д 212.269.09 при ФГБОУ ВПО «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» по адресу: 634028, Россия, г. Томск, ул. Савиных, 7, ауд. 215.

С диссертацией можно ознакомиться в научно-технической библиотеке Национального исследовательского Томского политехнического университета по адресу: 634034, г. Томск, ул. Белинского, 55.

Автореферат разослан __ октября 2012 г.

Ученый секретарь диссертационного совета
Д 212.269.09 к.т.н., доцент

Винокуров Б.Б.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы. Ультразвуковая (УЗ) диагностика широко применяется в современной медицине. В своей практической деятельности при проведении исследований врачи УЗ диагностики встречаются с различными эхографическими артефактами (ложными изображениями), при этом возникает необходимость определения соответствия реальной картине отображаемого на экране сканера сигнала. С одной стороны, неправильная интерпретация артефактов может привести к ошибочной диагностике, с другой стороны, понимание физических причин, лежащих в основе происхождения ложных изображений, дает дополнительную диагностическую информацию и способствует успешному анализу полученных данных, тем самым повышая информативность УЗ исследования.

Под артефактами в УЗ диагностике понимают появление на изображении несуществующих структур, отсутствие существующих структур, неправильное расположение, яркость, очертания и размеры структур. Артефакты можно разделить на две основные группы: аппаратные артефакты, возникающие вследствие технических причин, в том числе, из-за несовершенства аппаратуры (например, алайсинг-артефакт, артефакт ложного отсутствия потока, артефакт растекания цвета, артефакт широкого луча), и физические артефакты, связанные с взаимодействием УЗ луча и биологической ткани (например, артефакт акустической тени, артефакт мерцания, зеркальный артефакт, артефакт вспышки, артефакт поглощения, артефакт «псевдопоток»).

К физическим артефактам относят артефакт «псевдопоток» (ложный или некровяной поток), состоящий в визуализации движения объекта в режиме цветного и энергетического доплера, возникающего в неоднородных жидких средах вследствие внешних воздействий.

Исследования артефакта «псевдопоток», проводимые Камбеллом С., Каллинаном Дж., Рубенсом Д., Громовым А.И., Кубовой С.Ю. и др., показали возможность его использования для диагностирования различных жидкостных образований, в медицинской практике.

Артефакт «псевдопоток» имеет место при движении под действием УЗ луча взвешенных в жидкости дисперсных частиц (скопления пигментной взвеси или детрита, лизированная кровь, ранее излившаяся в просвет жидкостного образования) или газовых пузырьков (вводимые в кровоток контрастные вещества и пузырьки, возникшие при газовой эмболии). Причинами возникновения артефакта являются радиационное давление, действующее на неоднородность; тепловые эффекты, вызванные воздействием УЗ излучения; кавитация, возникающая преимущественно в газосодержащих жидкостях. Основной причиной возникновения артефакта «псевдопоток» является действие силы радиационного давления на неоднородности, находящиеся в жидкой среде в УЗ поле. Также большое значение имеют тепловые эффекты, которые существенно усиливаются при распространении УЗ волны в неоднородных средах, что может вызвать локальный перегрев тканей. Степень движения неоднородностей в жидкости под действием ультразвука, а следовательно, и выраженность артефакта на эк-

ране сканера, зависит от уровня интенсивности УЗ излучения. Снижение уровня интенсивности УЗ излучения может привести к исчезновению отображения движения на экране сканера. Увеличение интенсивности ведет к повышению риска возникновения механических повреждений и локального перегрева биологических тканей. Поэтому одной из актуальных проблем современной медицинской диагностики является оценка уровня интенсивности УЗ излучения и его распределения в пространстве. Разработанные к настоящему времени методы измерения интенсивности УЗ излучения не обладают достаточной чувствительностью к диагностическому ультразвуку.

На выраженность артефакта влияют физические свойства среды, в том числе и упругие. В настоящее время активно развивается технология улучшения визуализации неоднородностей мягких тканей по их сдвиговым характеристикам – метод эластографии. Несмотря на множество схем реализации метода эластографии, они не позволяют количественно определять модули упругости, а лишь повышают контрастность изображения, к тому же устройство эластографии является довольно дорогостоящим оборудованием. Использование артефакта «псевдопоток», вызванного действием внешнего механического давления, для реализации метода эластографии имеет большую практическую значимость для дифференцирования образований и окружающей их среды.

Из указанного следует, что изучение механизмов возникновения артефакта «псевдопоток» в зависимости от параметров УЗ волн и характеристик неоднородных сред является актуальным и позволяет оценить безопасность и повысить информативность методов за счет разработки новых методов УЗ диагностики.

Работа выполнялась в рамках федеральной целевой программы НК-767П «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009-2013 годы, тема НИР «Исследование физических механизмов образования «псевдопотоков» в ультразвуковых доплерографических системах»; студенческого гранта Американского акустического общества, работа «Закономерности возникновения артефакта ультразвуковой доплерографии «псевдопоток» (2011 г.); государственного задания Министерства образования и науки РФ ФГБОУ ВПО «ИжГТУ имени М.Т. Калашникова» на 2012 - 2014 годов в части проведения научно-исследовательских работ, проект № 7.1378.2011 «Исследование механизмов взаимодействия физических полей с биосистемами и разработка биомедицинских технологий повышения безопасности, эффективности и информативности медицинских приборов и систем»; проекта ПСР/М2/Н2.5/МВВ Программы стратегического развития ФГБОУ ВПО «ИжГТУ имени М.Т. Калашникова» на 2012-2016.

Цель работы. Исследование физических закономерностей возникновения артефакта «псевдопоток» для повышения информативности и безопасности УЗ диагностики.

Для реализации цели в работе решаются следующие задачи:

1. Моделирование артефакта «псевдопоток» на основе сил радиационного давления.

2. Теоретические и экспериментальные исследования закономерностей возникновения артефакта «псевдопоток» в зависимости от свойств неоднородных жидких сред, параметров УЗ излучения.

3. Исследование теплового действия УЗ излучения медицинского оборудования в неоднородных средах.

4. Разработка способа оценки уровня интенсивности УЗ излучения медицинского оборудования с использованием артефакта «псевдопоток» и устройства для его реализации.

5. Разработка способа оценки упругих свойств мягких тканей с использованием артефакта «псевдопоток» и устройства для его реализации.

Объект исследования: физический артефакт «псевдопоток», связанный с взаимодействием УЗ луча и биологической ткани.

Предмет исследования: физические механизмы возникновения артефакта «псевдопоток», основанные на силах радиационного давления; тепловое действие ультразвука в неоднородных средах, способы эластографии и оценки интенсивности УЗ излучения на основе использования артефакта «псевдопоток».

Методы и средства исследования

При исследованиях использованы основные положения теории гидродинамики, теории акустики и теории упругости, методы математического моделирования на ЭВМ, реализованные в программной среде MathCAD, экспериментальные исследования на УЗ медицинском диагностическом и терапевтическом оборудовании с использованием радиотехнической аппаратуры.

Новые научные результаты

1. Предложена физико-математическая модель возникновения артефакта УЗ доплерографии «псевдопоток», основанная на совместном действии на неоднородность силы радиационного давления, выталкивающей силы и силы тяжести, учитывающая влияние физических свойств и размеров неоднородностей и параметров УЗ излучения.

2. Теоретически и экспериментально исследованы основные механизмы возникновения артефакта «псевдопоток» и тепловые механизмы воздействия УЗ излучения на неоднородности в виде сильно- и слабосжимаемых и несжимаемых частиц.

3. Разработан способ оценки интенсивности УЗ излучения медицинского оборудования и визуализации ее распределения в пространстве, основанный на измерении скоростей движения пузырьков фиксированных размеров, или размеров пузырьков, находящихся в равновесии в жидкости в условиях УЗ воздействия, и устройство для его реализации.

4. Разработан способ оценки упругих свойств неоднородности, основанный на определении ее виброскорости, вызванной внешним механическим воздействием с оптимизированными параметрами, и устройство для его реализации.

Достоверность и обоснованность полученных в работе результатов подтверждены корректным использованием методов теории гидродинамики, теории акустики и теории упругости; согласованием теоретических и эксперимен-

тальных результатов; воспроизводимостью результатов экспериментальных исследований.

Практическая ценность работы состоит в следующем:

1. Разработанные модели и выявленные закономерности возникновения артефакта «псевдопоток» позволяют повысить информативность УЗ исследования за счет дифференциации неоднородных образований и оценки их упругих модулей.

2. Теоретические и экспериментальные исследования коэффициентов поглощения УЗ волн в неоднородных средах позволили рассчитать тепловые индексы и обосновать предельно допустимые уровни интенсивности и времени озвучивания при проведении УЗ исследований, особенно в случае использования контрастных веществ.

3. Разработанный способ оценки интенсивности УЗ излучения обладает расширенными функциональными возможностями за счет повышения чувствительности, минимизации искажений акустического поля, вызванных наличием мишени радиометра, возможности измерения интенсивности при наклонном падении УЗ волн.

4. Разработанный способ эластографии позволяет количественно оценить упругие модули неоднородности, увеличить контрастность изображения, и может быть использован в качестве дополнительного способа УЗ доплеровской диагностики неоднородных неподвижных сред.

5. Разработанный способ и устройство оценки упругих свойств ткани прошли апробацию в условиях БУЗ УР «ГКБ №2 МЗ УР» на фантомах неоднородных сред с использованием УЗ диагностического оборудования. Результаты исследований внедрены в учебный процесс подготовки бакалавров по направлению 200100 «Приборостроение» в виде лабораторных работ по курсу «Акустические методы и средства медицинской диагностики и лечения».

Основные научные положения, выносимые на защиту

1. Физико-математическая модель появления артефакта УЗ доплерографии «псевдопоток», основанная на воздействии сил радиационного давления, и исследованные механизмы его возникновения в неоднородных средах с учетом их физических свойств и геометрических размеров неоднородностей при различных параметрах УЗ излучения.

2. Способ расчета теплового индекса в неоднородных средах в дуплексном режиме УЗ исследования.

3. Способ оценки интенсивности УЗ излучения, основанный на определении скорости движения и размеров пузырьков в жидкости под воздействием УЗ излучения.

4. Способ оценки упругих свойств неоднородности, основанный на измерении виброскорости неоднородности, вызванной дополнительными механическими колебаниями, в режиме УЗ доплерографии.

Апробация работы. Основные результаты исследований были доложены и обсуждались на 15-й Всероссийской межвузовской научно-технической конференции «Микроэлектроника и информатика-2008» (Зеленоград, 2008г.); Все-

русской научной конференции «Наука. Технологии. Инновации» (Новосибирск, 2008г.); Конкурсе инновационных проектов программы «У.М.Н.И.К.» (Новосибирск, 2008г.); 2-ой Международной студенческой научно-технической конференции «Новые направления развития приборостроения» (Минск, 2009г.); II форуме молодых ученых, организованном в рамках 4-й Международной конференции «Технические университеты: интеграция с европейскими и мировыми системами образования» (Ижевск, 2010г.); Республиканском конкурсе «Молодой изобретатель Удмуртской Республики» (Ижевск, 2010г.); XXII и XXV Сессии Русского акустического общества (Москва, 2010г., Таганрог, 2012г.); V, VI и VII Всероссийской научно-технической конференции «Приборостроение в XXI веке. Интеграция науки, образования и производства» (Ижевск, 2008г., 2010г. и 2011г.); I и II Всероссийской научно-технической конференции «Измерение, контроль и диагностика» (Ижевск, 2010г. и 2012г.); Научно-технической конференции «Молодые ученые – ускорению научно-технического прогресса в XXI веке» (Ижевск, 2011г.); молодежном конкурсе инновационных работ «Инновационное стремление» (Ижевск, 2012г.) и др. Результаты работы отмечены 19 дипломами различного уровня.

Публикации. Основные теоретические и практические результаты диссертации опубликованы в 24 печатных работах, среди которых 3 статьи в ведущих рецензируемых изданиях, рекомендованных в действующем перечне ВАК, 11 статей в сборниках трудов и материалах конференций и 8 тезисов конференций различного уровня, 1 учебно-методическое издание, 1 заявка на полезную модель.

Структура и объем диссертации. Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы, включающего 192 наименования, 11 приложений. Основная часть диссертации изложена на 152 страницах машинописного текста, содержит 91 рисунок и 17 таблиц.

Содержание работы

Во введении обоснована актуальность темы, сформулированы цель и задачи исследования, раскрыта научная новизна и практическая значимость работы, приведены научные положения, выносимые на защиту.

В первой главе выполнен анализ существующих методов УЗ диагностики; показаны возможности и причины негативных последствий проведения УЗ диагностического исследования; приведена классификация аппаратных и физических артефактов УЗ диагностики. Большой вклад в данную область внесли следующие ученые: группы ученых под руководством О.В.Руденко (МГУ имени М.В.Ломоносова), под руководством Л.В.Осипова (МГТУ имени Н.Э.Баумана), под руководством Л. Розенберга (Акустический институт имени академика Н. Н. Андреева), К.Т. и Ф. Дуссик (США), Д.Д.Уайлд (США), Д.Хаури (США), Я.Дональд (Великобритания), И.Эдлер и К.Х.Герц (Швеция), Ш.Сатомура, Я.Нимура и К.Като (Япония), Ф.А.Фирестоун (США), Д.Спрул (Англия), М.Айд (Япония), Бейкер (США), Л.Поурселот (Франция), К.Баба (Япония) и Д.Кинг (США), и др. Наибольшее распространение в современных

УЗ медицинских сканерах, получил дуплексный режим излучения, состоящий в одновременном отображении на экране сканера изображения В-режима и изображения режима цветного доплеровского картирования (CMF-режим), в котором наилучшим образом наблюдается артефакт «псевдопоток».

Рассмотрены варианты неоднородных жидкостей, которые имеют место в организме человека, в которых может возникнуть артефакт «псевдопоток». Установлено, что в качестве неоднородных жидкостей могут выступать суспензии (жидкость с несжимаемыми частицами), эмульсии (жидкость со слабо сжимаемыми частицами) и газовзвеси (жидкость с сильно сжимаемыми частицами - пузырьками). На основе анализа литературы сформулированы цель и задачи исследования.

Во второй главе предложена и исследована физико-математическая модель возникновения артефакта «псевдопоток» для различных неоднородностей (несжимаемых, сильно и слабо сжимаемых), находящихся в жидкости, в УЗ поле. Модель артефакта основана на результирующем действии силы радиационного давления F_R , силы тяжести F_T и выталкивающей силы F_V (рис. 1): $\bar{F}_\Sigma = \bar{F}_R + \bar{F}_V + \bar{F}_T$. Результирующая сила F_Σ вызывает направленное движение неоднородности, скорость которого определяется по формуле Стокса: $v = F_\Sigma / (6\pi\eta r)$, где η – вязкость среды, r – радиус неоднородности.

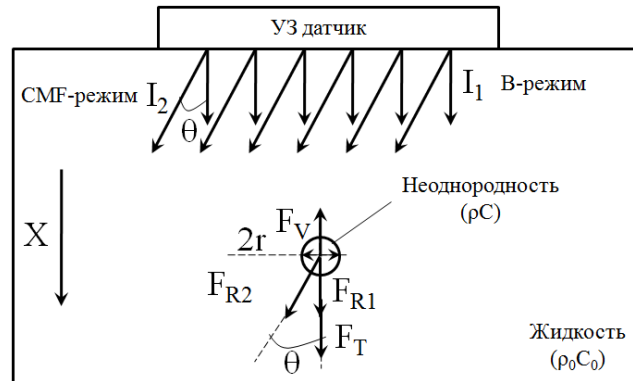


Рис.1 Силы, действующие на неоднородность находящуюся в жидкости в УЗ поле

Выталкивающая сила F_V :

$$F_V = \frac{4\pi r^3 \rho_0 g}{3}, \quad (1)$$

где ρ_0 – плотность среды, g – ускорение свободного падения. В дуплексном режиме на тело, помещенное в УЗ поле действует суммарная радиационная сила:

$$F_R = F_{R1} + F_{R2} \cos \theta, \quad (2)$$

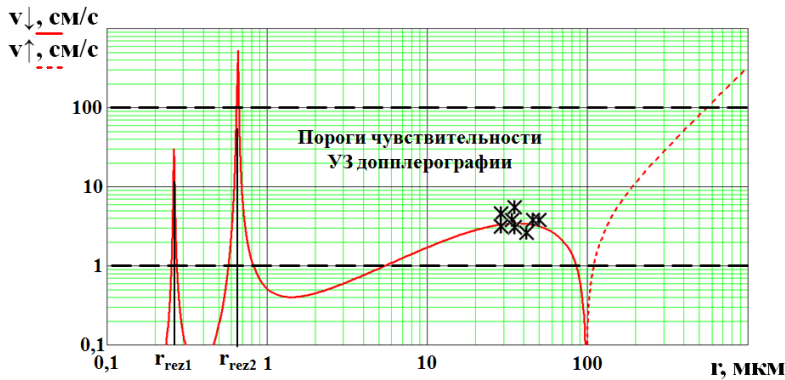
где F_{R1} и F_{R2} – сила радиационного давления УЗ волны в В-режиме и в CMF-режиме, θ – угол, под которым излучается УЗ волна, в CMF-режиме. Вид радиационной силы зависит от материала неоднородности. В частности, для сильно сжимаемой сферы (газового пузырька) сила радиационного давления равна:

$$F_R = \frac{4\pi^2 (kr)^4 I}{C_0 \left((kr)^6 + \left[3\mu^2 / \delta - (kr)^2 \right]^2 \right)}, \quad (3)$$

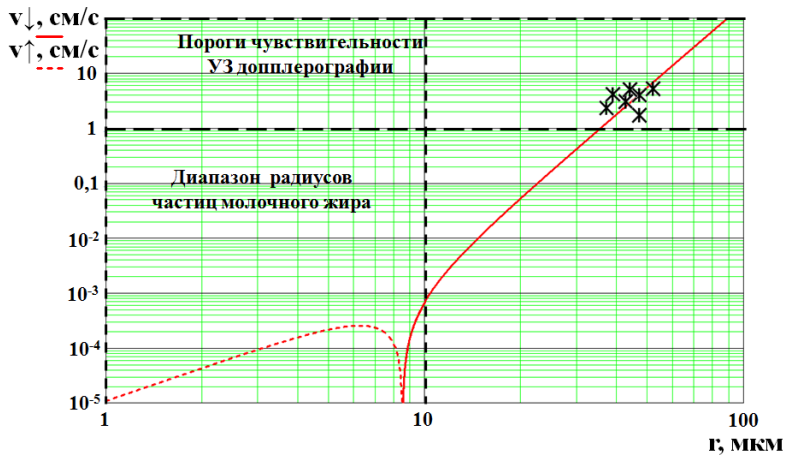
где $\delta = \rho_0 / \rho$, ρ – плотность сферы, $k = 2\pi f / C_0$ – волновое число, f – частота излучения УЗ волны, C_0 – скорость звука в среде, $\mu = C / C_0$, C – скорость звука в неоднородности, I – интенсивность УЗ излучения. В дуплексном режиме используют интенсивность, осредненную по времени, равную:

$$I_{SPTA\Sigma} = I_{SPTA\Sigma 1} + I_{SPTA\Sigma 2} = I_{SPTA-1} \frac{\tau_{\Sigma 1}}{T_{\Sigma 1}} + I_{SPTA-2} \frac{\tau_{\Sigma 2}}{T_{\Sigma 2}}, \quad (4)$$

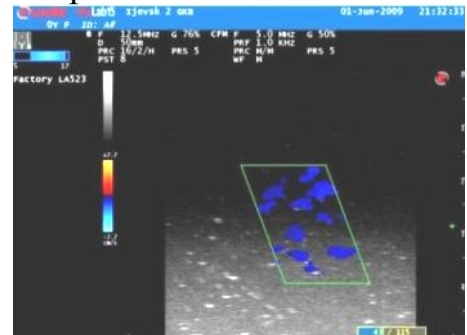
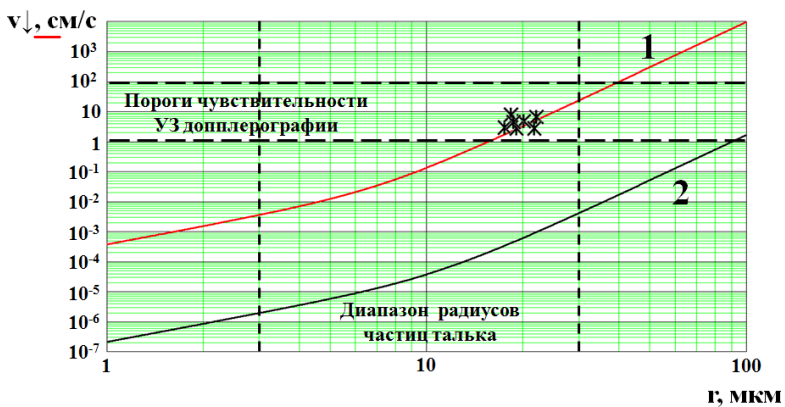
где I_{SPTA-1} , I_{SPTA-2} – интенсивности, осредненные по времени следования импульсов в пачке, $I_{SPTA\Sigma 1}$, $I_{SPTA\Sigma 2}$ – интенсивности, осредненные по времени следования пачек импульсов, $\tau_{\Sigma 1}$, $\tau_{\Sigma 2}$ – длительность пачек импульсов, $T_{\Sigma 1}$, $T_{\Sigma 2}$ – периоды повторения пачек импульсов В-режима и CMF-режима соответственно.



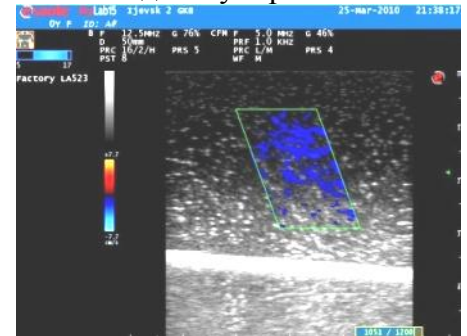
вода с пузырьками



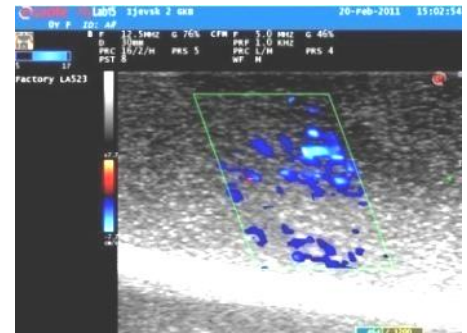
МОЛОКО



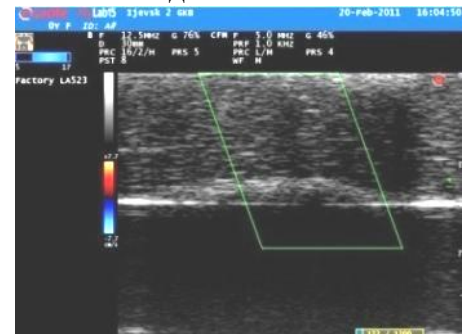
вода с пузырьками



МОЛОКО



вода с тальком



вода с тальком (1) и глицерин с тальком (2)

глицерин с тальком

Рис. 2 Модель артефакта «псевдопоток» в различных средах: Ж - экспериментальные результаты

Рис. 3 Визуализация артефакта «псевдопоток» в различных средах

Разработанная модель позволяет исследовать закономерности возникновения артефакта «псевдопоток» в зависимости от частоты и интенсивности УЗ излучения, физических свойств неоднородных сред, размеров и физических свойств неоднородностей. Результаты расчета скорости движения пузырька в воде в УЗ поле представлены на рис. 2. Сплошной линией показано движение частиц «от датчика», когда сила радиационного давления превышает выталкивающую, пунктирной - «к датчику». Проведены экспериментальные исследования артефакта на УЗ медицинском сканере MyLab15 в дуплексном режиме на различных модельных средах (вода с газовыми пузырьками, молоко с содержанием частиц молочного жира, вода и глицерин с частицами медицинского талька). Наблюдается удовлетворительное согласование теоретических результатов с экспериментальными (рис. 3).

Исследовано тепловое действие УЗ излучения в неоднородных средах. Теоретически показано существенное преобладание коэффициента поглощения УЗ колебаний в неоднородной среде по сравнению с однородной. Для экспериментального подтверждения разработан способ измерения коэффициента поглощения в жидкостях, основанный на сравнительном анализе температурных кривых в процессе облучения ультразвуком исследуемой и опорной (вода) сред. Опорная среда, поглощение в которой пренебрежимо мало, используется для исключения влияния на результаты повышения температуры, обусловленного нагревом УЗ излучателя и возможного теплообмена с окружающей средой. Блок-схема установки представлена на рис. 4.

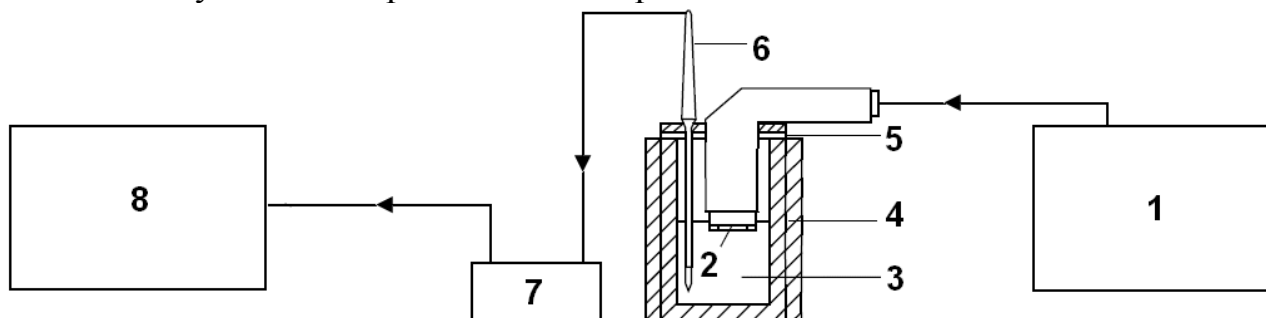


Рис. 4 Блок-схема экспериментальной установки для измерения коэффициента поглощения УЗ волн: 1 – УЗ терапевтический аппарат УЗТ-1.01 Ф, 2 – УЗ излучатель, 3 – исследуемая жидкость, 4 – термокамера, 5 – крышка термокамеры, 6 – датчик температуры, 7 – пирометр Optris MS Pro, 8 – компьютер с программным обеспечением Optris Connect 1.3.2

Исследуемая жидкость 2, находящаяся в термокамере 4, облучается УЗ терапевтическим аппаратом УЗТ 1.01 Ф 1 (частота излучения $f = 880$ кГц, интенсивность $I = 1$ Вт/см², режим излучения: непрерывный). Датчик температуры 6 (термопара), подключенный к пирометру Optris MS Pro 7 (диапазон измерения: $-32 \div +420$ °С, погрешность измерения температуры 0,1 °С), регистрирует изменение температуры ΔT . Повышение температуры ΔT , обусловленное по-

глощением в процессе воздействия УЗ излучения на исследуемую жидкость, равно:

$$\Delta T = \frac{\delta_p I_{SPTA} \Delta t}{\rho_0 C_p}, \quad (5)$$

где Δt – время воздействия ультразвуком, C_p – удельная теплоемкость при постоянном давлении, $\delta_p = \delta_t + \delta_\eta + \delta_r$ – коэффициент поглощения, δ_η – коэффициент поглощения обусловленный вязкостью среды, δ_t – коэффициент поглощения обусловленный теплопроводностью среды, δ_r – коэффициент релаксационного поглощения, обусловленный наличием неоднородностей:

$$\delta_r = \frac{V_p m_e (1 - \rho_0 / \rho)^2 \omega_0 (\omega / \omega_0)^2}{2 C_0 m_p (\rho_0 / \rho) (1 + (\omega / \omega_0)^2)}, \quad (6)$$

где m_e – масса частицы, ω – частота, m_p – масса жидкости, вытесненной частицей, ω_0 – частота «релаксации», V_p – объемная концентрация взвешенных частиц.

Разработанный способ дает возможность прямого измерения коэффициента поглощения с погрешностью не более 10-15% и позволяет оценить тепловые эффекты при УЗ облучении различных сред (in vitro) в условиях отсутствия тепловых потерь для оценки эффективности как при использовании терапевтического ультразвука, так и при оценке безопасности использования диагностического ультразвука.

Исследования коэффициента поглощения для неоднородных сред использованы при расчетах теплового индекса, на основе которого можно судить о безопасности диагностического ультразвука. Тепловой индекс TI определяется по формуле:

$$TI = \frac{I_{SPTA\Sigma}}{I_{SPTA\Sigma 1^\circ C}} = \frac{I_{SPTA\Sigma} (K_1 \delta_{p1} + K_2 \delta_{p2}) \Delta t}{\rho_0 C_p \Delta T}, \quad (7)$$

где $I_{SPTA\Sigma 1^\circ C}$ – интенсивность, осредненная по времени следования пачек импульсов, необходимая для увеличения температуры среды на $\Delta T = 1^\circ C$; K_1, K_2 – доли интенсивностей $I_{SPTA\Sigma 1}$ и $I_{SPTA\Sigma 2}$ в суммарной интенсивности $I_{SPTA\Sigma}$. Увеличение времени озвучивания, интенсивности и коэффициента поглощения ультразвука в среде может приводить к существенному превышению предельно допустимых уровней тепловых индексов особенно на высоких частотах и в случае неоднородных сред. В частности, показано, что значение теплового индекса TI для некоторых неоднородных сред может превышать в 1,5÷2 раза установленные стандартами значения (BMUS: $TI=0,7$ (сканирование плода), $TI=3,0$ (исследование плода), $TI=1,0$ (офтальмологические исследования)) и существенно отличаться от отображаемых на экране УЗ сканера значений.

В третьей главе представлены разработанные способ и устройство оценки интенсивности УЗ излучения медицинского оборудования и способ визуализации акустического поля преобразователя, основанные на использовании артефакта «псевдопоток».

На рис. 5 представлена схема экспериментальной установки, реализующей способ оценки интенсивности излучения УЗ терапевтического аппарата

УЗТ-1.01 Ф (частота излучения $f = 880$ кГц, интенсивность I 0,05; 0,2; 0,4; 0,7; 1 Вт/см²). На дне прозрачной (стеклянной) емкости (30x16x20 см³) с дегазированной водой 3, покрытой поглотителем 8, установлен формирователь пузырьков 4, который под действием компрессора (давление $> 0,012$ МПа) создает газовые пузыри. Излучатель 2 излучает УЗ волну в направлении противоположном направлению всплытия газовых пузырьков, движение которых регистрируется с помощью фото- или видеосъемки 7 или УЗ сканером.

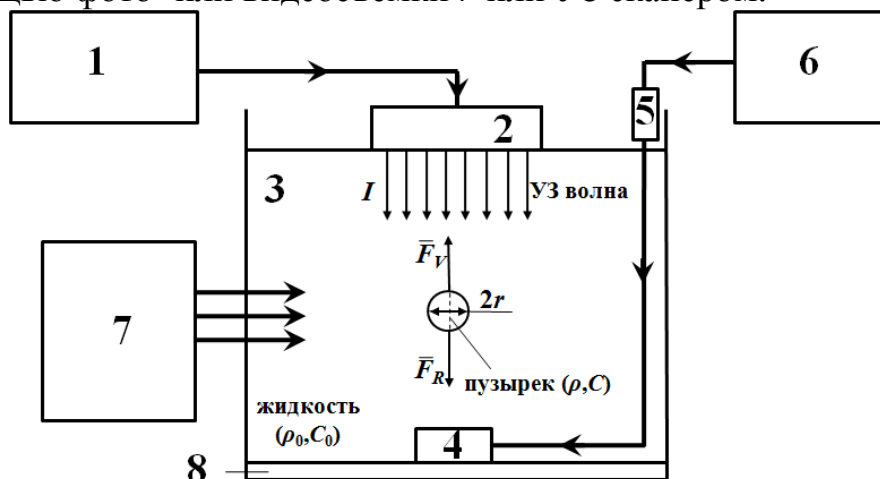


Рис. 5 Блок-схема установки для измерения интенсивности УЗ излучения:

1 - УЗ терапевтический аппарат УЗТ-1.01 Ф, 2 - УЗ излучатель, 3 - емкость с дегазированной водой, 4 - формирователь пузырьков, 5 - регулятор размеров пузырьков, 6 - компрессор, 7 - фото- или видеокамера, 8 - поглотитель

Способ оценки интенсивности УЗ излучения основан на измерении скорости движения v пузырька заданного диаметра в воде, находящегося в УЗ поле. Согласно разработанной в главе 2 модели действие сил может приводить к направленному движению пузырька от датчика, к датчику или к состоянию равновесия в зависимости от радиуса пузырька, уровня интенсивности, среды распространения ультразвука. Зависимости интенсивности УЗ излучения I от скорости движения пузырька v и радиуса пузырька r , находящегося в равновесии ($v=0$ м/с, $F_R=F_V$) по которым определяется величина интенсивности, представлены на рис. 6, а и 7, а.

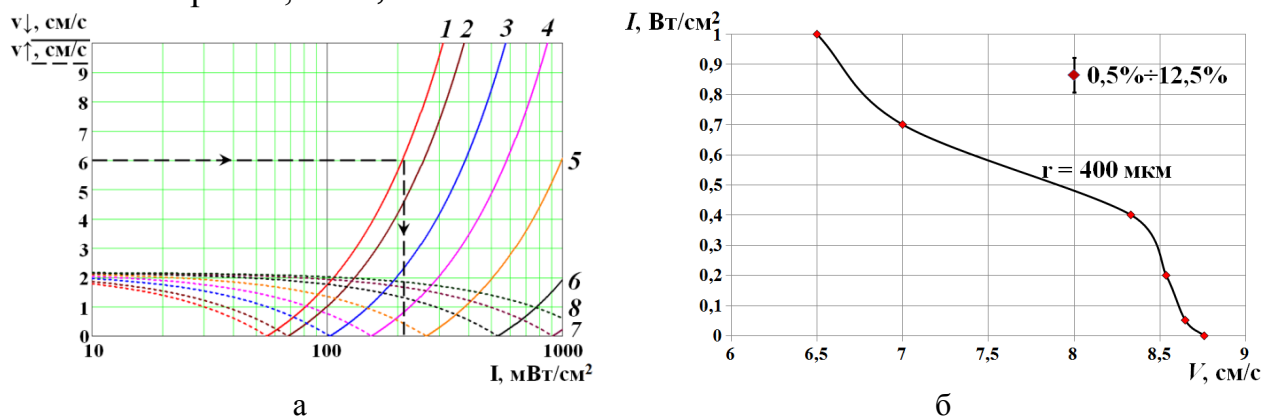


Рис. 6 Скорость движения пузырька в поле УЗ излучения 1 – 0,88 МГц, 2 – 1,5 МГц, 3 – 2,5 МГц, 4 – 3,5 МГц, 5 – 5 МГц, 6 – 7,5 МГц, 7 – 10 МГц, 8 – 12,5 МГц:

а - теория, б - эксперимент

В зависимости от исследуемого ультразвукового устройства для регистрации скорости движущегося в УЗ поле пузырька используют видеокамеру (погрешность измерения скорости 4%) или измеряемый УЗ сканер с доплеровским режимом (погрешность измерения скорости $1 \div 10\%$). На рис. 6, б представлены результаты экспериментальных измерений интенсивности УЗ излучения терапевтического аппарата, погрешность которой не превышает 12,5 %.

Также способ позволяет определять интенсивность УЗ излучения (рис. 7) и ее пространственное распределение (рис. 8) по измерению радиусов газовых пузырьков, находящихся в равновесии, появление которых обусловлено акустической кавитацией.

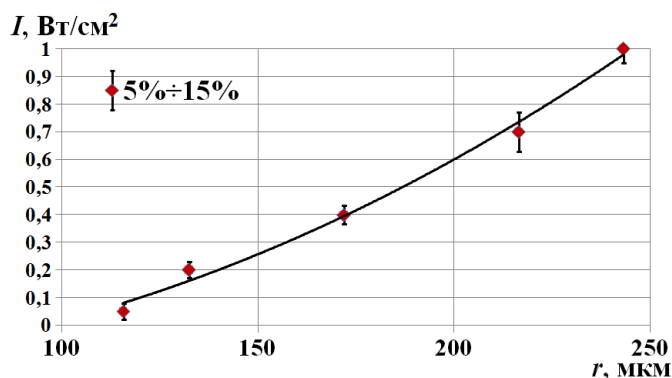
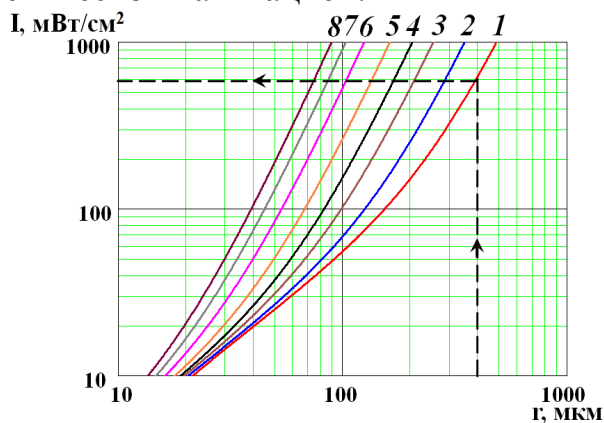
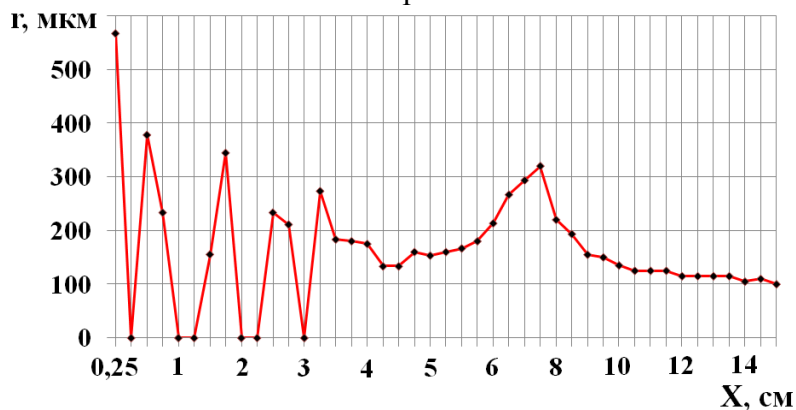
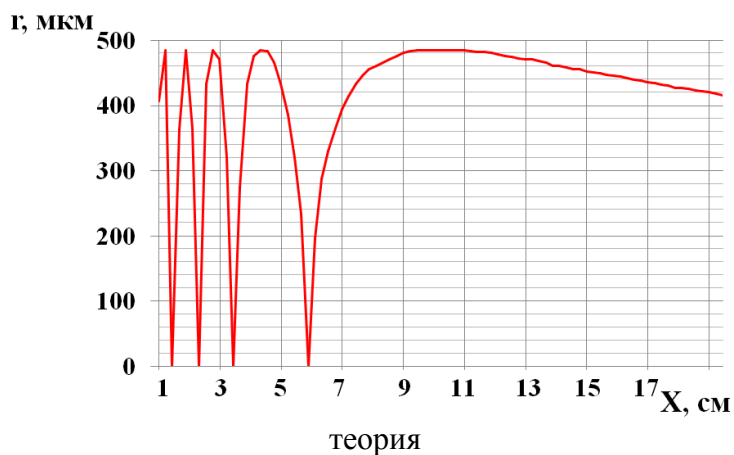
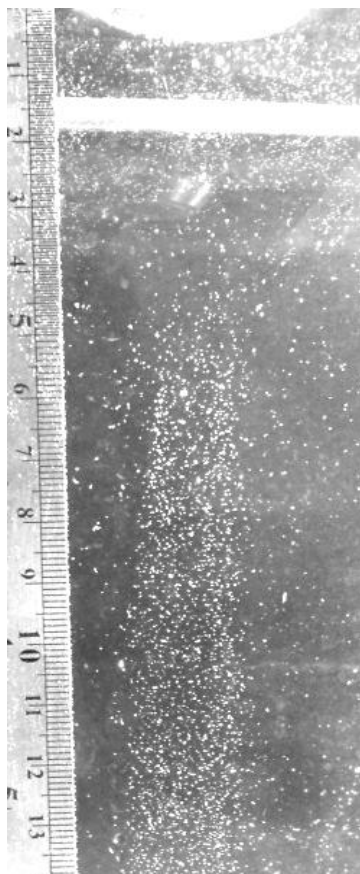


Рис.7 Зависимость интенсивности УЗ излучения I от радиуса пузырька r , находящегося в равновесии ($v=0$) 1 – 0,88 МГц, 2 – 1,5 МГц, 3 – 2,5 МГц, 4 – 3,5 МГц, 5 – 5 МГц, 6 – 7,5 МГц, 7 – 10 МГц, 8 – 12,5 МГц: а - теория, б - эксперимент



эксперимент (погрешность 13%÷30%)

Рис. 8 Визуализация акустического поля преобразователя УЗ терапевтического аппарата УЗТ 1.01Ф ($f=880$ кГц, $I=1$ Вт/см²)

В случае плоского преобразователя радиусы газовых пузырьков в пространстве изменяются в соответствии с распределением интенсивности в акустическом поле преобразователя. В дальней зоне наблюдается плавное уменьшение радиусов пузырьков находящихся в состоянии равновесия пропорционально ослаблению интенсивности УЗ излучения (рис. 8). Таким образом, зафиксировав размеры газовых пузырьков в акустическом поле преобразователя, можно визуально оценить распределение интенсивности акустического поля. Погрешность измерения интенсивности УЗ излучения не превышает 15 %.

Разработанный способ оценки интенсивности, в отличие от известных способов с большой мишенью, прост в реализации, обладает расширенными функциональными возможностями за счет повышения чувствительности, минимизации искажений акустического поля, вызванных наличием мишени радиометра, возможности измерения интенсивности при наклонном падении УЗ волн.

В четвертой главе представлены способ и устройство количественной оценки и визуализации упругих свойств среды (эластография). Эластография представляет собой технологию улучшения визуализации неоднородностей мягких тканей по их сдвиговым характеристикам за счет наложения дополнительного давления на исследуемую область, создаваемого вручную или механическим способом, вызывая в исследуемом органе вибрации с определенной частотой. Суммарная виброскорость, регистрируемая УЗ сканером (рис. 9) при воздействии на неоднородность механическим давлением σ_{xx} с частотой f определяется выражением:

$$V_{\Sigma} = \sqrt{V_{xx}^2 + V_{yy}^2} \cdot \cos(\varphi - \alpha), \quad (8)$$

где $V_{xx}=2\pi f\sigma_{xx}\lambda/E$, $V_{yy}=2\pi f\sigma_{xx}\lambda\nu/E$, σ_{xx} - механическое давление, меняющееся по гармоническому закону с частотой f , E - модуль Юнга, λ - длина УЗ волны, ν - коэффициент Пуассона. Определение значения упругого модуля среды производится по регистрируемой виброскорости V_{Σ} под воздействием механических напряжений с известными параметрами $\sigma_{xx} \cdot f$ (рис. 10).

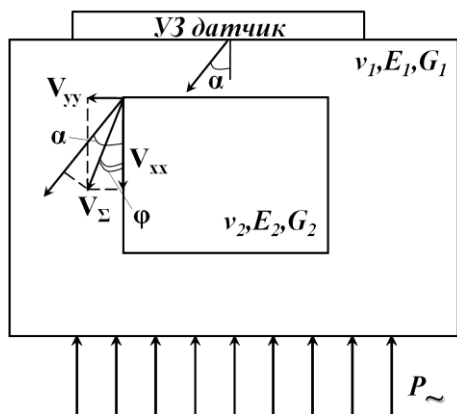


Рис. 9 К расчету относительных деформаций и абсолютных смещений,

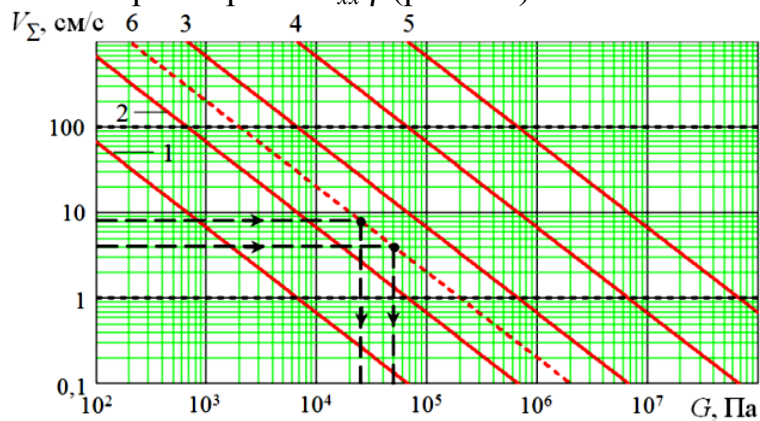


Рис. 10 Зависимость виброскорости V_{Σ} от модуля сдвига G для различных значений произведения $\sigma_{xx} \cdot f$: $1-10^5$

возникающих в среде под влиянием
механических напряжений

Па·Гц, $2\text{--}10^6$ Па·Гц, $3\text{--}10^7$ Па·Гц,
 $4\text{--}10^8$ Па·Гц, $5\text{--}10^9$ Па·Гц

Представленные на рис. 10 зависимости позволяют оптимизировать соотношение давления и частоты механических колебаний для повышения контрастности изображения при минимальном давлении. С увеличением частоты уменьшается значение давления, необходимого для достижения значения виброскорости в пределах чувствительности УЗ доплеровского сканера.

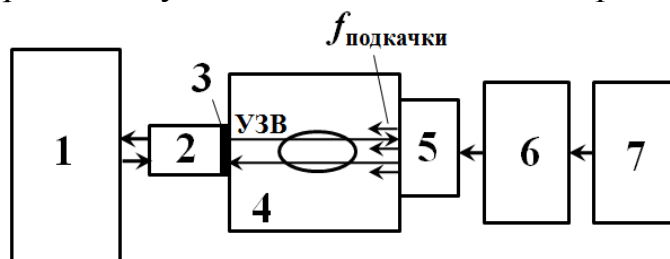
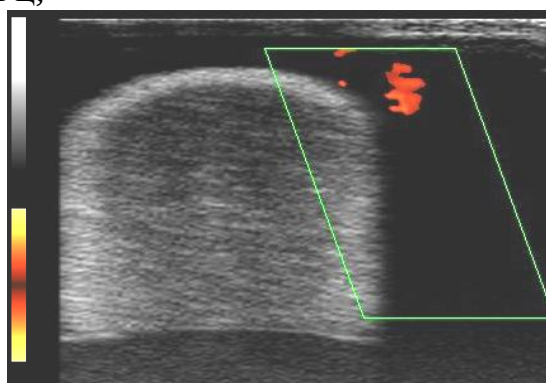
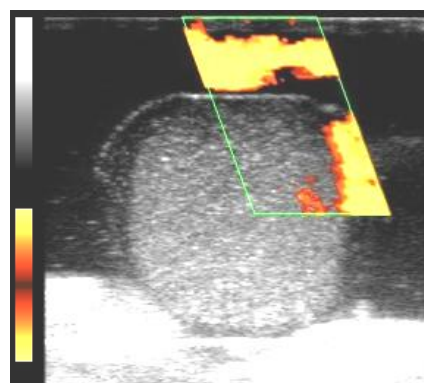


Рис. 11 Установка для визуализации упругих свойств среды: 1 – УЗ доплеровский сканер, 2 – УЗ датчик, 3 – контактная среда, 4 – исследуемый объект, 5 – излучатель механических колебаний, 6 – усилитель, 7 – генератор

Для реализации способа разработано устройство оценки упругих свойств тканей (рис. 11). С генератора 7 через усилитель 6 подается синусоидальный сигнал на низкочастотный излучатель механических колебаний электродинамического типа 5, который создает механические колебания в исследуемом объекте 4 с неоднородными упругими свойствами среды. УЗ доплеровский сканер 1 регистрирует виброскорости, вызванные воздействием низкочастотного ультразвука, за счет использования эффекта Доплера (погрешность оценки скорости 0,1 см/с). Излучатель механических колебаний электродинамического типа, развивает давление σ_{xx} от 20 до 140 кПа в диапазоне частот $f_{\text{подкачки}}$ от 1 до 100 Гц,



10 Гц



30 Гц

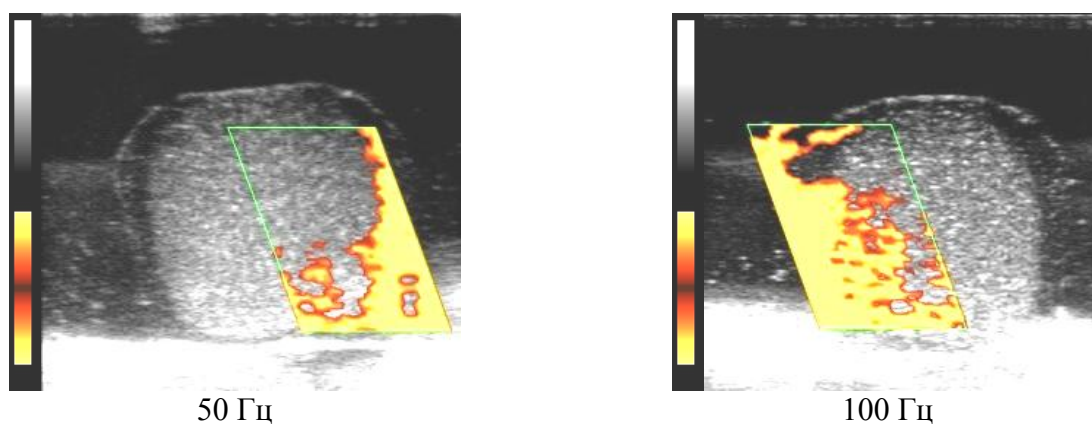


Рис. 12 Эластограмма фантома при различных частотах механических колебаний

Для апробации способа оценки упругих свойств ткани разработан фантом мягких тканей с неоднородностью, обладающий следующими параметрами: неоднородность - скорость продольной УЗ волны $C=1750$ м/с, плотность $\rho=1100$ кг/м³, коэффициент затухания $\delta=1$ дБ/см; окружающая среда - скорость продольной УЗ волны $C=1665$ м/с, плотность $\rho=1050$ кг/м³, коэффициент затухания $\delta=0,45$ дБ/см. Рис. 12 иллюстрирует возможности повышения контрастности изображения за счет изменения частоты подкачки. Получены следующие значения модулей сдвига G : неоднородность $G=37$ кПа, среда вокруг неоднородности $G=49$ кПа.

В приложение вынесены зависимости скорости движения неоднородностей от параметров излучения для различных чисел Рейнольдса, таблицы с результатами расчетов, характеристики и сборочные чертежи излучателя механических колебаний электродинамического типа, имитатора виброскорости, точечного приемника УЗ колебаний, акты о внедрении, дипломы выставок и конференций.

Общие выводы по работе

1. Разработана физико-математическая модель возникновения артефакта УЗ доплерографии «псевдопоток», основанная на совместном действии на неоднородность силы радиационного давления, выталкивающей силы и силы тяжести, учитывающая влияние физических свойств сред (плотность, вязкость, скорость УЗ волн), размеров неоднородностей и параметров УЗ излучения (интенсивность, частота, режим излучения, направление озвучивания). Основные закономерности возникновения артефакта «псевдопоток» исследованы теоретически с использованием разработанной модели и подтверждены экспериментально на ряде модельных сред с неоднородностями в виде сильно- и слабо-сжимаемых и несжимаемых частиц.

2. Теоретически и экспериментально исследованы тепловые механизмы воздействия УЗ излучения в неоднородных средах и предложен новый способ расчета теплового индекса в неоднородных средах в дуплексном режиме УЗ исследования, позволяющий обосновать предельно допустимые уровни интенсивности и времени озвучивания при проведении УЗ исследований, особенно в случае использования контрастных веществ.

4. Разработан новый способ оценки интенсивности УЗ излучения медицинского оборудования и визуализации ее распределения в пространстве, основанный на модели поведения газового пузырька в жидкости, по измеренным значениям скоростей движения пузырька и размеров пузырьков в условиях УЗ воздействия. Разработанный способ оценки интенсивности УЗ излучения обладает расширенными функциональными возможностями за счет повышения чувствительности, минимизации искажений акустического поля, вызванных наличием мишени радиометра, возможности измерения интенсивности при наклонном падении УЗ волн, с погрешностью оценки не более 15%.

5. Разработан новый способ количественной оценки упругих свойств неоднородности, основанный на определении ее виброскорости, вызванной внешним механическим воздействием и устройство для его реализации. Оптимизированы параметры механического воздействия (частота, давление) для достижения максимальной чувствительности метода. Разработанный способ эластографии позволяет оценить упругие модули неоднородности, увеличить контрастность изображения, и может быть использован в качестве дополнительного способа УЗ доплеровской диагностики неоднородных неподвижных сред.

6. Разработанный способ и устройство оценки упругих свойств неоднородности прошли апробацию в БУЗ УР «ГКБ №2 МЗ УР» на фантомах неоднородных сред с использованием медицинского УЗ диагностического оборудования. Результаты исследований внедрены в учебный процесс подготовки бакалавров по направлению 200100 «Приборостроение» в виде лабораторных работ по курсу «Акустические методы и средства медицинской диагностики и лечения».

Публикации автора в изданиях, рекомендованных ВАК России

1. Коробейникова О.В., Кузнецов Е.П., Богдан О.П. Исследование физических механизмов артефакта ультразвуковой доплерографии «псевдопоток» // журнал «Медицинская физика». – 2009. – № 3 (43). – С. 64–70.

2. Коробейникова О.В., Кузнецов Е.П., Богдан О.П., Фостик Е.А. Разработка методики визуализации упругих свойств ткани с использованием ультразвуковой доплерографии // журнал Вестник Ижевского государственного технического университета. – 2010. - № 2 (45). – С. 97-100.

3. Богдан О.П. Влияние артефактов на результаты ультразвуковых доплеровских исследований // научно-практический журнал «Интеллектуальные системы в производстве». – 2009. – № 1 (13). – С. 173-180.

Публикации автора в других изданиях

4. Богдан О.П., Муравьева О.В., Аббакумов К.Е., Коновалов Р.С. Влияние параметров ультразвукового излучения и физических свойств среды на возможность возникновения артефакта «псевдопоток» // Сборник научных трудов «Поисковые научные исследования молодых ученых по техническим наукам в научно-образовательных центрах Санкт-Петербургского государственного

электротехнического университета «ЛЭТИ» имени В.И.Ульянова (Ленина)». – Санкт-Петербург, 2010. – С. 91-97.

5. Богдан О.П., Овчинникова М.А. Исследование электроакустических параметров пьезопластин на основе ЦТС-19 и ПВДФ // Измерение, контроль и диагностика. Сборник статей. – Ижевск: Проект, 2010. – С. 210–215.

6. Korobeynikova O.V., Bogdan O.P. Verification method of ultrasound intensity of medical equipment // Abstract proceeding 32nd International Spring Seminar on Electronics Technology. Brno, Czech republic on May 13-17, 2009. – Brno: Brno University of Technology, 2009. – 294-295 pp.

7. Korobeynikova O.V., Bogdan O.P. Verification method of ultrasound intensity of medical equipment // Proceeding 32nd International Spring Seminar on Electronics Technology "Hetero System Integration, the path to New Solutions in the Modern Electronics". Brno, Czech republic on May 13-17, 2009. – Brno: Brno University of Technology, 2009. 1 электрон. опт. диск (CD-ROM).

8. Korobeynikova O.V., Kuznetsov E.P., Bogdan O.P. Investigations of Artifact «Pseudo-flow» Physical Mechanisms in Ultrasound Dopplerography // World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany. Vol. 25/2 Diagnostic Imaging. – Munich: Springer, 2009. – 11-13 pp.

9. Korobeynikova O.V., Bogdan O.P., Khudyakova E.B., Budanova E.A. The Investigation Of Ultrasonic Waves' Absorption Coefficient In Organic Media // Second Forum of Young Researchers. In the framework of International Forum "Education Quality – 2010": Proceedings (April 22, 2010, Izhevsk, Russia). – Izhevsk: Publishing House of ISTU, 2010. – 347–353 pp.

10. Коробейникова О.В., Богдан О.П., Буданова Е.А. Исследование тепловых эффектов ультразвуковой доплерографии // Сборник трудов XXII сессии Российского акустического общества и сессии Научного совета РАН по акустике. Т. 3. Акустика речи. Медицинская и биологическая акустика. (Москва, 15-17 июня 2010г.). М.: ГЕОС, 2010. – С. 121–125.

11. Богдан О.П., Коробейникова О.В. Разработка методики калибровки приемника ультразвукового излучения по уровню интенсивности // Тез. докл. 2-й международной студенческой н.-т. конф. Минск, 22-24 апр. 2009г. – Минск: Изд-во БНТУ, 2009. – С. 51.

12. Богдан О.П. Методика проверки интенсивности излучения ультразвукового медицинского оборудования // Тез. докл. Всерос. науч. конф. молодых ученых: В 7 ч. Ч. 1. Новосибирск, 4-7 декабря 2008 г. – Новосибирск: Изд-во НГТУ, 2008. – С. 247-249.

13. Богдан О.П. Оценка интенсивности ультразвукового излучения медицинских диагностических сканеров // Тез. докл. 15-й Всерос. межвуз. н.-т. конф. студентов и аспирантов. Зеленоград, 23-25 апр. 2008 г. – М.: МИЭТ, 2008. – С. 254.

14. Богдан О.П. Доплеровский артефакт, вызванный стриминг-эффектом // Тез. докл. IX Всерос. науч. конф. студентов и аспирантов: В 3 т. Т. 2. Таганрог, 23-24 окт. 2008 г. – Таганрог: Изд-во ТТИ ЮФУ, 2008. – С. 72-74.

15. Богдан О.П., Худякова Е.Б., Буданова Е.А. Тепловые эффекты ультразвукового излучения в неоднородных жидкостях // ВНКСФ-16: Шестнадцатая Всероссийская научная конференция студентов-физиков и молодых ученых, г. Волгоград, 22 - 29 апреля 2010 г.: материалы конф., информ. Бюл.: в 1 т. – Т. 1. – Екатеринбург, Волгоград: Изд-во АСФ России, 2010. – С. 423–424.

16. Муравьева О.В., Богдан О.П., Караваев Р.В., Богдан А.А. Методика измерения интенсивности излучения акустического поля ультразвуковых преобразователей медицинской аппаратуры // Сборник трудов Интеграция науки, образования и производства – 2010. Приборостроение в XXI веке: сборник материалов VI Всероссийской научно-технической конференции (Ижевск, ИжГТУ, 7-9 декабря 2010г.). Ижевск: Изд-во ИжГТУ, 2011. – С. 155-160.

17. Худякова Е.Б., Богдан О.П. Влияние структуры среды на закономерности появления артефакта ультразвуковой доплерографии «псевдопоток» // «Молодые ученые – ускорению научно-технического прогресса в XXI веке»: сб. тр. науч.-техн. конф. аспирантов, магистрантов и молодых ученых (Ижевск, 15 – 18 марта 2011 г.). в 3 т. Т.1. – Ижевск: Изд-во ИжГТУ, 2011. – С. 15-21.

18. Муравьева О.В., Богдан О.П., Овчинникова М.А. Разработка методики эластографии с использованием В-режима ультразвукового диагностирования // Приборостроение в XXI веке - 2011. Интеграция науки, образования и производства: сб. материалов VII Всероссийской научно-технической конференции с международным участием, посвященной 50-летию приборостроительного факультета (Ижевск, 15-17 ноября 2011 г.). – Ижевск: Изд-во ИжГТУ, 2012. – С. 194-197.

19. Богдан О.П. Теоретические и экспериментальные исследования артефакта ультразвуковой доплерографии «псевдопоток» // Акустика речи. Медицинская и биологическая акустика. Архитектурная и строительная акустика. Шумы и вибрации. Аэроакустика. Сборник трудов Научной конференции «Сессия Научного совета РАН по акустике и XXV сессия Российского акустического общества» Т. 3. – М.: ГЕОС, 2012. – С. 70-73.

20. Богдан О.П., Овчинникова М.А. Сравнительные исследования возможностей методик эластографии в статическом и динамическом режимах // Измерения, контроль и диагностика – 2012: сб. материалов II Всероссийской науч.-техн. конф. студентов, аспирантов и молодых ученых, с междунар. участием, посвященной 60-летию Ижевского государственного технического университета имени М.Т. Калашникова (Ижевск, 14–16 мая 2012 года). — Ижевск: Союз. – С. 35-39.

21. Богдан О.П., Караваев Р.В., Богдан А.А. Разработка методики и устройства оценки интенсивности излучения ультразвукового медицинского оборудования // Сборник инновационных проектов выставки сессии ИжГТУ, проходящей в рамках II Республиканского инновационного форума (Ижевск, 23-24 ноября 2010г.). 1 электрон. опт. диск (CD-ROM).

22. Богдан О.П., Медведева Е.В. Методика и устройство ультразвуковой эластографии // Сборник инновационных проектов выставки сессии ИжГТУ,

проходящей в рамках II Республиканского инновационного форума (Ижевск, 23-24 ноября 2010г.). 1 электрон. опт. диск (CD-ROM).

23. Муравьева О.В., Богдан О.П. Устройство измерения интенсивности ультразвукового излучения. Заявка на полезную модель № 2012135871 от 24.08.2012г.

Учебно-методические издания

24. Муравьева О.В., Богдан О.П., Кулешова Д.С. Акустические методы и средства медицинской диагностики и лечения: методические указания по выполнению лабораторных работ для бакалавров по направлению 200100 «Приборостроение». Ижевск: Изд-во ИжГТУ, 2011. – 48 с.