

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
им. М. В. ЛОМОНОСОВА

Физический факультет

На правах рукописи
УДК 534.2

Ведерников Андрей Валерьевич

**ГЕНЕРАЦИЯ И РАСПРОСТРАНЕНИЕ
СДВИГОВЫХ ВОЛН В РЕЗИНОПОДОБНЫХ
СРЕДАХ С НЕОДНОРОДНОСТЯМИ
СДВИГОВОГО МОДУЛЯ**

(01.04.06 – акустика)

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва – 2007

Работа выполнена на кафедре акустики физического факультета Московского государственного университета им. М. В. Ломоносова.

Научный руководитель: Кандидат физико-математических наук,
В. Г. Андреев

Официальные оппоненты: Доктор физико-математических наук,
А. А. Карабутов

Кандидат физико-математических наук,
Г. А. Максимов

Ведущая организация: Акустический Институт
им. академика Н. Н. Андреева

Защита диссертации состоится 17 мая 2007 года в 16 часов на заседании Диссертационного Совета Д 501.001.67 в МГУ им. М. В. Ломоносова по адресу: 119992, г. Москва, ГСП, Ленинские Горы, МГУ, физический факультет, ауд. им. Р.В.Хохлова .

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке физического факультета МГУ им. М. В. Ломоносова.

Автореферат разослан « 13 » апреля 2007 г.

Ученый секретарь
Диссертационного Совета Д 501.001.67
кандидат физико-математических наук

А. Ф. Королев

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы:

Резиноподобными средами называют эластичные материалы, способные испытывать значительные упругие деформации без нарушения внутренней структуры при приложении сравнительно небольших механических напряжений. К резиноподобным материалам относятся резины, полимеры, а также мягкие биологические ткани. Большую практическую значимость для целей медицинской диагностики имеет проблема измерения упругих модулей мягких биологических тканей, и в частности, задача локального измерения неоднородностей модуля упругости. В ряде экспериментальных работ было показано, что многие злокачественные новообразования в организме сильно отличаются по своим упругим свойствам от окружающей здоровой ткани [A.P.Sarvazyan *et al.*, *Acoustical Imaging*, v. 21, pp. 223 – 240 (1995)]. Этот факт используется медиками при проведении пальпации, когда участки тела пациента прощупываются пальцами врача. Новообразования, кажущиеся более жесткими и лежащие недалеко от поверхности тела, могли быть достаточно легко обнаружены. Упругой характеристикой среды, отвечающей за ее "жесткость" является модуль сдвига. Модуль сдвига в резиноподобных средах может быть измерен с помощью сдвиговых волн, возбужденных внутри резиноподобной среды с помощью сфокусированного ультразвука. Сдвиговая волна генерируется при поглощении импульса ультразвуковой волны в области фокальной перетяжки пучка. Если интенсивность исходной волны имеет импульсно – периодическую модуляцию, тогда фокальная область становится источником распространяющихся сдвиговых волн. Скорость распространения такой волны в мягких тканях организма определяется локальным модулем сдвига, и поэтому несет в себе диагностическую информацию о его пространственном распределении.

Предложенный метод измерения сдвигового модуля может быть использован для контроля температуры и степени коагуляции ткани при проведении процедур ультразвуковой хирургии. Сдвиговый модуль мягких биологических тканей существенно зависит от температуры. При проведении ультразвуковой хирургии область с патологией нагревается ультразвуком до температур порядка 80 – 90 град. Цельсия. При термическом воздействии изменяется модуль сдвига как за счет нагрева, так и за счет изменения структуры ткани и коагуляции белков. Скорость сдвиговой волны, проходящей через неоднородное распределение сдвигового модуля, вызванное нагревом,

будет изменяться, в соответствии с величиной модуля. Измеряя время прихода сдвиговой волны в точку наблюдения, можно получить информацию о распределении температуры по пути, пройденному волной.

Длительность и амплитуда генерируемой сдвиговой волны зависят от величины модуля сдвига в области генерации. Поэтому изменения в профиле сдвиговой волны, которая генерировалась в области с неоднородностью модуля сдвига, содержат информацию о самих неоднородностях. Такую неоднородность можно создать путем нагрева. Так нагрев в образце происходит при поглощении мощной ультразвуковой волны, после чего преобразователь излучает короткий импульс, за счет которого в той же области где производился нагрев, возбуждается сдвиговая волна. По амплитуде генерируемой таким способом сдвиговой волны можно измерять модуль сдвига нагретой ткани и осуществлять контроль температуры. Таким образом, величина модуля сдвига, измеренная путем возбуждения сдвиговой волны в области нагрева и ее дальнейшего детектирования, позволяет судить о степени нагрева, непосредственно в области воздействия ультразвука на окружающую ткань.

Цель работы:

1. Исследование процесса генерации и распространения сдвиговых волн, создаваемых с помощью сфокусированного ультразвукового пучка в резиноподобной среде с неоднородностью сдвигового модуля, с целью определения положения, размеров, а также величины сдвигового модуля неоднородностей.

2. Демонстрация работоспособности предложенной методики для целей медицинской диагностики при ее применении на стандартной аппаратуре ультразвуковой визуализации и хирургии.

3. Исследование процесса распространения сдвиговой волны в среде, содержащей неоднородность сдвигового модуля, вызванную локальным нагревом среды, с целью контроля температуры в области нагрева.

4. Анализ генерации сдвиговой волны в фокальной области ультразвукового пучка с учетом нагрева среды, вызванного поглощением энергии ультразвуковой волны.

Научная новизна работы:

1. Впервые выполнены измерения сдвигового модуля упругости в однородной резиноподобной среде с помощью возбуждения сдвиговых волн сфокусированным ультразвуковым пьезопреобразователем и их последующей

регистрацией по рассеянию пробной ультразвуковой волны. Таким образом, была продемонстрирована принципиальная возможность дистанционного определения распределения сдвигового модуля в оптически непрозрачных резиноподобных материалах. Предложенная методика была реализована на фантомах биологической ткани с использованием приборов стандартной ультразвуковой визуализации и терапии. Была продемонстрирована принципиальная возможность ее использования для целей медицинской диагностики

2. Предложена и реализована методика определения положения и размеров неоднородностей сдвигового модуля, находящихся в однородной резиноподобной среде. Получены оценки точности метода и сформулированы условия его применимости. Показана принципиальная возможность локализации неоднородностей с размерами порядка миллиметров.

3. Проведен анализ генерации и распространения сдвиговых волн в нагретой резиноподобной среде с известной зависимостью сдвигового модуля от температуры. Предложена и реализована методика измерения температуры в области, нагреваемой мощным фокусированным ультразвуком по форме сдвиговых волн, возбуждаемых зондирующими импульсами. Принципиальным преимуществом предложенной методики является использование одного и того же ультразвукового пьезопреобразователя, но работающего в разных режимах. Это позволяет обеспечить локальность проведения измерений нагрева при ультразвуковом воздействии.

4. Впервые предложена и разработана методика контроля температуры в фокальной области ультразвукового пьезопреобразователя с размерами порядка миллиметров. Метод основан на измерении задержки зондирующих импульсов, проходящих через нагретую область в поперечном направлении. Работоспособность метода продемонстрирована в экспериментах с полимерными образцами, нагреваемыми до температур порядка 60 – 80 градусов Цельсия, что типично для режимов, используемых в ультразвуковой терапии.

Научная и практическая значимость работы:

Представленные результаты по генерации и детектированию сдвиговых волн в резиноподобных средах показывают возможность измерения мелкомасштабных неоднородностей сдвигового модуля упругости в резиноподобных средах. Методика измерения сдвиговой упругости, развитая в работе, может быть использована в качестве дополняющей или альтернативной методике ультразвукового исследования для обнаружения разного рода

патологий в мягких биологических тканях, упругие свойства которых сильно отличаются от свойств здоровой окружающей ткани. Такой метод также может быть применим в материаловедении для измерения упругих свойств резин и им подобных материалов.

Измерение модуля сдвига с помощью предложенной методики возможно с использованием уже существующих приборов ультразвуковой терапии и диагностики, что очень важно для практического применения.

Полученные результаты по генерации и распространению сдвиговых волн в средах с тепловой неоднородностью модуля сдвига могут быть применены при проведении процедур ультразвуковой хирургии для контроля температуры и термических изменений нагреваемой ткани. Особенностью предложенного метода контроля температуры по форме сдвигового импульса является использование одного и того же пьезопреобразователя для нагрева среды и возбуждения волн сдвига.

Положения, выносимые на защиту:

1. Развитие экспериментального метода определения положения и размеров неоднородностей сдвигового модуля, находящихся в однородной среде, по регистрации сдвиговых волн, возбуждаемых фокусированным ультразвуковым пучком.

2. Развитие экспериментального метода измерения модуля сдвига в резиноподобной среде с использованием сфокусированных ультразвуковых пучков, а также стандартной аппаратуры ультразвуковой диагностики и терапии.

3. Время задержки сдвигового импульса, распространяющегося через неоднородность сдвигового модуля, возникающую вследствие нагрева, определяется пространственным распределением температуры вдоль трассы распространения импульса.

4. Амплитуда и длительность сдвигового импульса, генерируемого в области неоднородного распределения модуля сдвига, зависит от значения модуля. При уменьшении модуля сдвига в области генерации, амплитуда и длительность сдвигового импульса увеличиваются.

Апробация работы:

Материалы диссертации были доложены автором на 7 Всероссийских конференциях и школах – семинарах: VI и VIII Всероссийских школах - семинарах "Волновые явления в неоднородных средах" (Красновидово, Моск. обл., 1998, 2002 гг.), на X, XI и XIII сессиях Российского Акустического

Общества (Москва, 2000, 2002 и 2003 гг.), на Всероссийской научной школе "Нелинейные волны 2004" (Нижний Новгород 2004 г.), на X Всероссийской школе – семинаре "Волны – 2004" (Звенигород Моск. обл. 2004 г.).

Кроме того, результаты были представлены на 2 международных конференциях: на международном конгрессе "Успехи нелинейной науки" (International conference "Progress in nonlinear science" Nizhniy Novgorod, Russia, 2001), на 3 - ем Международном симпозиуме по терапевтическому ультразвуку (3 - rd International Symposium on Therapeutic Ultrasound, France, Lyon, 2003), а также обсуждались на научном семинаре С.А.Рыбака в Акустическом Институте им. Н.Н.Андреева, на научном семинаре кафедры акустики физического факультета МГУ.

Публикации:

По материалам диссертации имеется 11 публикаций, в том числе 2 статьи в "Вестнике Московского Университета. Серия Физика. Астрономия.", 1 статья в журнале "Известия Академии Наук Серия физическая", 1 статья в "Акустическом журнале", а также 7 статей в трудах научных конференций.

Структура и объем диссертации:

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения и списка цитируемой литературы из 117 наименований. Общий объем работы составляет 115 страниц, включающих 35 рисунков.

СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИОННОЙ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность темы диссертации, приводятся основные цели работы и положения, выносимые на защиту, а также излагается краткое содержание диссертации по главам.

В главе 1 приведен обзор современных методов измерения локальной сдвиговой упругости резиноподобных сред. Особое значение уделено обзору методов медицинской диагностики неоднородностей сдвигового модуля в мягких биологических тканях. В § 1.1 приведен обзор упругих свойств резиноподобных материалов и мягких биологических тканей. В § 1.2 излагаются основные методы измерения локальной сдвиговой упругости мягких биологических тканей, а также приводятся основные модели резиноподобных материалов.

Вторая глава посвящена измерению модуля сдвига в резиноподобных средах с неоднородным распределением сдвиговой упругости. Приведены теоретические формулы, описывающие процесс генерации сдвиговых волн с помощью сфокусированного ультразвука, построены профили сдвиговых

импульсов, возбуждаемые в условиях эксперимента. Описаны использовавшиеся образцы и экспериментальная установка. Приведены экспериментальные данные и обсуждение результатов. В § 2.1 кратко изложена теория генерации сдвиговых волн в поглощающей среде сфокусированным ультразвуковым пучком [O.V.Rudenko *et. al.*, *J. Acoust. Soc. Am.*, v. 99, № 5, pp. 2791 - 2798 (1996); В.Г.Андреев *и др.*, *Акуст. журн.*, т. 45, №2, с. 149 - 155 (1997)]. При распространении ультразвуковой волны через поглощающую среду импульс волны частично передается среде. В жидкостях и газах в таком случае возникают течения, а в твердых телах генерируются сдвиговые напряжения. Если интенсивность исходной продольной волны имеет импульсно - периодическую модуляцию по времени, то область возникающих сдвиговых напряжений становится источником сдвиговых волн. Сдвиговая волна имеет форму однополярного импульса, длительность которого определяется временем пробега сдвиговой волны по фокальной перетяжке УЗ пучка. Пик импульса распространяется со скоростью сдвиговой волны. Поэтому по измерению времени прихода сдвигового импульса в определенную точку можно рассчитать локальную скорость сдвиговой волны, и соответствующий ей сдвиговой модуль. Максимальное сдвиговое смещение, возникающее на оси УЗ пучка можно оценить с помощью соотношения:

$$u_{\max} = \frac{\alpha a I_0 t_0}{\rho c_l c_t} \quad (1),$$

где α - коэффициент поглощения, a - поперечный размер перетяжки акустического пучка, I_0 - интенсивность падающей ультразвуковой волны, t_0 - длительность акустического импульса, ρ - плотность среды, c_l и c_t - скорость продольных и поперечных волн ультразвука соответственно. В § 2.2 приводится описание образцов, изготовленных из полимерного материала пластисола, а также методов измерения их акустических и упругих свойств. Измерения коэффициента поглощения ультразвука на частоте 2 и 3 МГц были выполнены по стандартной УЗ методике по измерению амплитуды акустического импульса после прохождения его через слой исследуемого материала известной толщины. Коэффициент поглощения продольных волн на различных частотах в области 1-10 МГц измерялся также оптоакустическим методом. Скорость продольных волн в пластисоле измерялась фазовым методом. Сдвиговой модуль каждого образца измерялся статическим методом по вдавливаю в него жесткого шарика. Полученные величины использовались в дальнейшем для сравнения с измерениями сдвигового

модуля, выполненными с использованием сдвиговых волн. Было использовано решение контактной задачи Герца о соприкосновении двух тел. В § 2.3 описан процесс изготовления образцов из полимерного материала. Процесс изготовления образцов заключается в полимеризации материала в кювете из оргстекла и состоит из нескольких этапов. Сначала жидкий полимер смешивается с размягчителем в нужном соотношении, после чего смесь подогревается до определенной температуры. При нагревании жидкая смесь полимеризуется, и расплавленный полимер заливается в форму на нужную глубину. После застывания материала на свободную поверхность укладываются мелкие светонепроницаемые частицы – стальные шарики диаметром 0.5 мм. Эти частицы предназначены для детектирования сдвиговой волны с помощью оптической схемы регистрации. После этого кювета заполняется полностью. Используя полимеры с различной концентрацией размягчителя, можно создавать образцы с неоднородностями сдвигового модуля. Изготовленные образцы имели форму кубика со стороной 40 мм (рис. 1а, б) и 65 мм (рис. 1в). Первый образец (рис. 1а) состоял из двух слоев со значениями сдвигового модуля 1 и 18.5 кПа. Второй образец (рис. 1б), изготовленный из материала со сдвиговым модулем 18.5 кПа содержал в себе мягкую вставку в форме слоя толщиной 5 мм с модулем сдвига 1 кПа. В третий образец, изготовленный из полимера со сдвиговым модулем 25 кПа, была внедрена мягкая вставка в форме цилиндра диаметром 5 мм и сдвиговым модулем 6 кПа. Сдвиговые модули материалов, из которых изготавливались кубики и вставки, были измерены статическим методом. В § 2.4 изложена методика и экспериментальная установка для генерации и детектирования волн сдвига в оптически прозрачных полимерных образцах с неоднородностями сдвигового модуля. Блок - схема экспериментальной установки представлена на рис. 2. Сдвиговая волна внутри исследуемого образца возбуждалась сфокусированным пьезопреобразователем (1), который работал в импульсно – периодическом

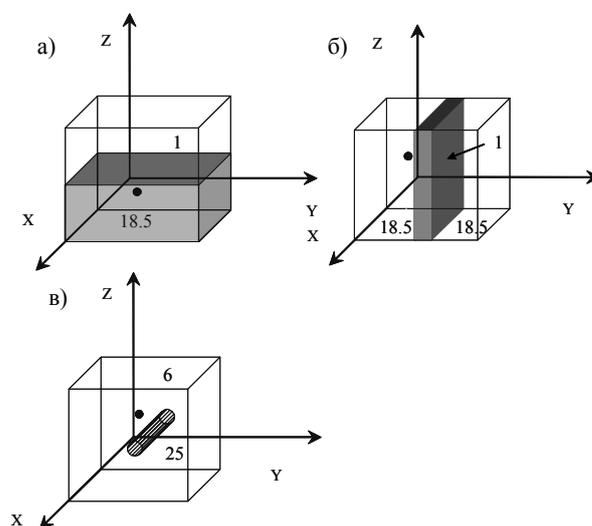


Рис. 1. Геометрия образцов, использованных в экспериментах: двухслойный (а), со вставками в виде плоского слоя толщиной 5 мм (б) и цилиндра диаметром 5 мм (в). Положение непрозрачной частицы показано черной точкой. Цифры соответствуют величинам сдвигового модуля в кПа, определенным из статических измерений.

режиме и излучал импульсы длительностью 300 мкс с частотой заполнения 3.04 МГц.

Пьезопреобразователь имел диаметр 65 мм и фокусное расстояние 70 мм. Полная акустическая мощность ультразвукового пучка варьировалась в пределах 0.5 ÷ 40 Вт.

Пьезопреобразователь возбуждался электрическим сигналом, подаваемым с выхода генератора электрических импульсов (2). Прозрачность образцов позволяла использовать оптическую схему регистрации. На непрозрачную частицу, находящуюся внутри образца (3) недалеко от

границы раздела неоднородностей с разными значениями модуля сдвига, фокусировался луч гелий – неоновый лазер (4). Фокусировка проводилась таким образом, чтобы при смещении частицы происходило изменение светового потока лазера, интенсивность которого регистрировалась фотодетектором (5). Чувствительность использованной схемы регистрации составляла 120 мВ/мкм. Сдвиговая волна, возбужденная в фокальной области ультразвукового пучка, распространялась в образце и смещала легкую частицу от ее первоначального положения. Скорость сдвиговых волн определялась по результатам измерения времени прихода максимума сдвигового импульса на различных расстояниях. В § 2.5 приведены экспериментальные результаты. На рис. 3 показаны измеренные зависимости времени задержки максимума сдвиговой волны по мере удаления от области возбуждения, полученные в неоднородных образцах. По оси абсцисс на приведенных графиках отложено расстояние, соответствующее перемещению пьезопреобразователя, возбуждающего сдвиговую волну, При этом нуль на оси абсцисс соответствует положению преобразователя, когда его фокус находится в точке положения непрозрачной частицы, играющей роль оптического затвора. По мере удаления фокуса преобразователя от непрозрачной частицы происходит увеличение задержки прихода сдвиговой волны, возбуждаемой в фокальной области пьезопреобразователя. На рис. 3а приведены результаты для двухслойного образца. Положение границы между слоями, определенное визуально, отмечено

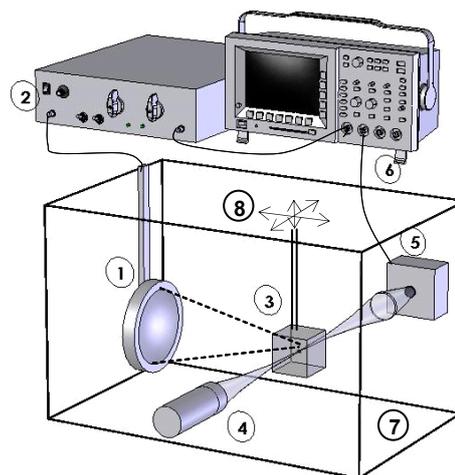


Рис. 2. Блок – схема экспериментальной установки. 1 - сфокусированный пьезопреобразователь, 2 - генератор, 3 - образец, 4 - гелий-неоновый лазер, 5 - фотодетектор, 6 - осциллограф, 7 - гидробассейн с дегазированной водой, 8 - координатное устройство.

стрелкой. В обоих слоях задержка прихода сдвиговой волны растет линейно с расстоянием от области возбуждения, но наклон этой зависимости разный. Скорость сдвиговой волны определялась по наклону прямых, проведенных по методу наименьших квадратов в областях, соответствующих каждому слою. Модуль сдвига вычислялся по найденным значениям скорости волны, и эти результаты представлены в таблице 1, в колонке, соответствующей динамическим измерениям. Для сравнения также приведены значения сдвигового модуля, определенные из статических измерений. Положение границы двух слоев определялось как координата точки пересечения двух прямых, показанных на рисунке. С точностью до 0.3 мм вычисленное положение границы соответствовало визуально определенному значению. Аналогичные результаты были получены в образце со вставкой в форме слоя толщиной 5 мм (рис. 3б). Границы вставки, более мягкой по сравнению с телом образца, показаны стрелками. Толщина вставки, определенная из графика по координатам точек пересечения соответствующих аппроксимирующих прямых (4.6 мм) оказалась на 0.4 мм меньше, чем размер вставки, полученный из непосредственных измерений. Значения модуля сдвига в теле образца, вычисленные по наклону

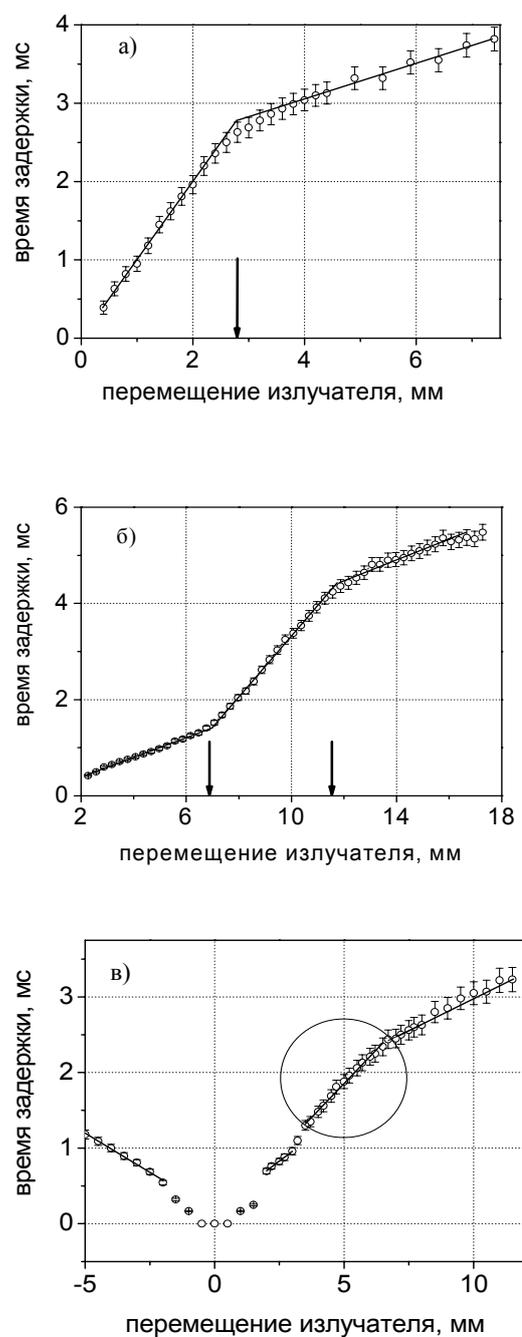


Рис. 3. Зависимость времени задержки прихода сдвиговой волны от перемещения УЗ преобразователя. Результаты, полученные в двухслойном образце (а), в образцах со вставками в виде плоского слоя (б) и цилиндра (в). Нуль на оси абсцисс соответствует положению непрозрачной частицы. Точками показаны результаты измерений, отрезкам соответствуют аппроксимации результатов прямыми линиями. Стрелками показаны границы слоев, определенные непосредственными измерениями. Окружность соответствует положению цилиндрической вставки.

Таблица 1. Результаты измерения сдвигового модуля в неоднородных образцах.

Тип образца		μ, динамические измерения, кПа	μ, статические измерения, кПа
со вставкой в форме слоя	осн. часть (до вставки)	22 ± 2	18 ± 2
	вставка	2.6 ± 0.5	1.0 ± 0.07
	осн. часть (после вставки)	24 ± 2	18 ± 2
двухслойный	мягкий слой	1.0 ± 0.2	1.0 ± 0.07
	жесткий слой	18.5 ± 1.3	18 ± 1.5
со вставкой в форме цилиндра	осн. часть (до вставки)	24 ± 2	25 ± 2
	вставка	7.3 ± 0.5	6.0 ± 0.4
	осн. часть (после вставки)	28 ± 2	25 ± 2

аппроксимирующих прямых в области до вставки (22 кПа) и за ней (24 кПа) немного отличаются друг от друга, но эти отличия находятся в пределах погрешности измерений. На рис. 3в, где приведены результаты измерений в образце со вставкой в виде цилиндра, положение вставки условно показано окружностью диаметром 5 мм. Модуль сдвига в материале вставки (7.3 кПа), вычисленный по скорости сдвиговой волны оказался, как и в случае со вставкой в виде слоя, выше значения, определенного из статических измерений. Положение и диаметр цилиндра с точностью до 0.3 мм находились в соответствии с результатами непосредственных измерений. Значения сдвигового модуля, определенные динамическим и статическим методами в объеме неоднородных образцов оказались довольно близки.

В третьей главе приведено описание методики измерения модуля сдвига в однородных фантомах биологической ткани с помощью фокусированных ультразвуковых пучков и стандартной аппаратуры ультразвуковой терапии и визуализации. В § 3.1 описывается экспериментальная установка для бесконтактной регистрации волн сдвига с помощью сфокусированных акустических пучков. Эксперименты по измерению пространственного распределения сдвигового модуля в резиноподобных материалах были проведены в оптически прозрачных средах, с использованием оптической регистрации сдвиговых волн. Однако оптическая регистрация не может быть использована в непрозрачных средах, к которым относится подавляющее большинство, как резиноподобных материалов, так и мягких биологических тканей. Поэтому с практической точки зрения было важно показать, что в непрозрачных средах можно использовать ультразвуковые методы детектирования сдвиговых волн, и, следовательно, методика, предложенная в главе 2, может быть использована на практике. Схема экспериментальной

установки приведена на рис. 4. Генерация сдвиговой волны осуществлялась с помощью фокусированного пьезопреобразователя (1), резонансная частота которого составляла 3.109 МГц. Преобразователь имел радиус кривизны 70 мм и диаметр 65 мм. Пьезопреобразователь (1) возбуждался электрическими импульсами длительностью 150 мксек., подаваемыми с выхода ультразвукового генератора-усилителя (4). В фокальной области акустического преобразователя (1) помещался образец (3). В качестве образца использовался желатиновый кубик объемом $4 \times 4 \times 4 \text{ см}^3$, изготовленный из 5% - го раствора желатина. В срединном сечении этого кубика была заморожена пенопластовая частичка с поперечным сечением $1 \times 1 \text{ мм}^2$. Для регистрации сдвигового импульса использовался зондирующий фокусированный пьезопреобразователь (2), идентичный преобразователю (1). В его фокусе помещалась пенопластовая частичка; отраженный от нее ультразвуковой импульс принимался зондирующим пьезопреобразователем. Пьезопреобразователи и образец погружались в гидробассейн (8) размером $15 \times 20 \times 60 \text{ см}^3$ и наполненный водой. Оба пьезопреобразователя закреплялись на координатных устройствах (9) и могли плавно перемещаться в трех взаимно перпендикулярных направлениях. Импульсы длительностью 10 микросекунд с выхода генератора типа НР 33120А (6) использовались для возбуждения зондирующего пьезопреобразователя. Импульсы генератора (6) были синхронизованы с импульсами генератора (1), и задержаны относительно них на строго определенное время с помощью источника временных сдвигов типа И1-8 (5). Импульс, отраженный от пенопластовой частички регистрировался с помощью осциллографа типа Tektronix TDS 520А (7). Синхронизация осциллографа также осуществлялась импульсами генератора (1). Перед началом работы проводилась настройка системы. Для этого возбуждающий и зондирующий преобразователи располагались с противоположных сторон и фокусировались на отражающую частичку внутри образца. После этого зондирующий преобразователь больше

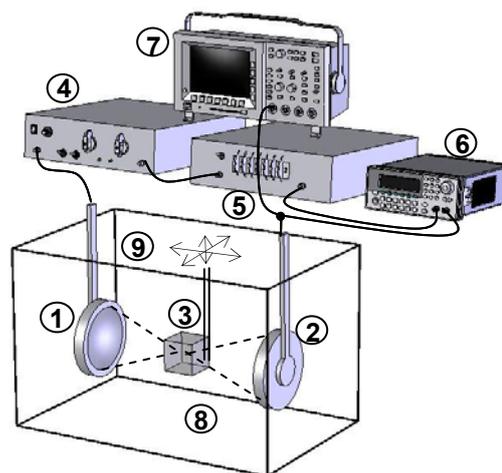


Рис. 4. Блок – схема экспериментальной установки. 1,2 – фокусированные преобразователи, 3 - образец из желатина, с внедренной отражающей частицей, 4 - генератор-усилитель, 5 - источник временных сдвигов, 6 - генератор, 7 - осциллограф, 8 - гидробассейн с дегазированной водой, 9 - координатное устройство.

не перемещался. Преобразователь, возбуждающий сдвиговую волну, смещался вверх или вниз от частички с шагом 0.5 мм. Диаграмма импульсов, поясняющая методику измерений, приведена на рис. 5. Акустический импульс (а) фокусировался в исследуемый образец. В области перетяжки пучка ($r=0$) возбуждалась сдвиговая волна (б), имеющая вид дипольного импульса. Положительное смещение частиц в сдвиговой волне совпадает с направлением распространения падающего акустического пучка.

Длительность сдвигового импульса определяется временем пробега сдвиговой волны по области перетяжки: $\tau = a / c_t$, где a – радиус перетяжки, c_t – скорость распространения сдвиговой волны. Отрицательный "хвост" импульса соответствовал смещению частиц в сторону возбуждающего преобразователя. От области генерации до точки нахождения отражающей частицы сдвиговая волна доходит за конечный промежуток времени (рис. 5в), при этом ее амплитуда заметно уменьшается. Движение замороженной легкой частицы отслеживало смещение среды. Смещение частицы в последующие моменты времени отмечено точками на профиле (в). Зондирующие импульсы (г) излучались с задержкой t_i , величина, которой могла изменяться в пределах нескольких миллисекунд с дискретностью 1 нс. При этом стабильность времени задержки от импульса к импульсу была не хуже 0.5 нсек., что позволяло проводить усреднение по большому числу импульсов и, тем самым, улучшать точность измерений фазы волны. Импульсы, отраженные от частицы (е) принимались зондирующим преобразователем и отображались на экране осциллографа. Растянутые во времени фрагменты отраженных импульсов показаны на рис. 5е. Сначала фиксировалось начальная фаза отраженной волны, соответствующая неподвижной частице (кривая 0). При смещении частицы в сторону зондирующего преобразователя соответствующее время задержки уменьшалось (кривые 1' и 2'). Изменение фазы отраженной волны было тем больше, чем больше было смещение в сдвиговой волне. Таким образом, изменяя время задержки посылки зондирующего импульса, можно было

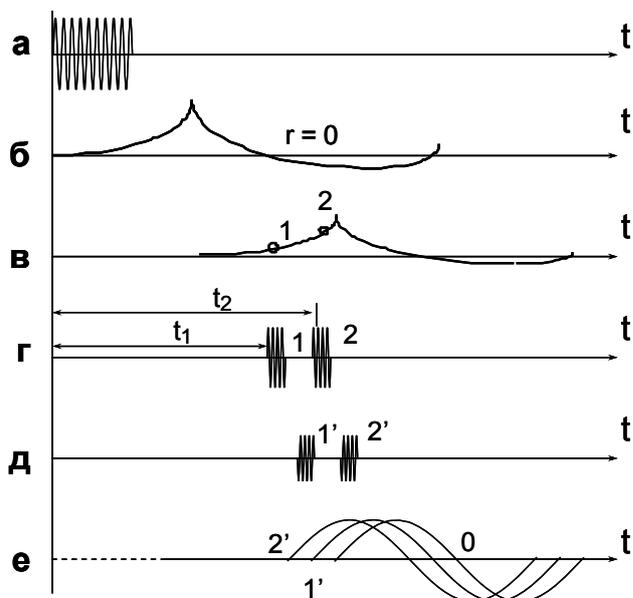


Рис. 5. Диаграмма, поясняющая взаимное положение импульсов, использующихся в эксперименте.

прописать временной профиль сдвигового импульса. Такие измерения профиля импульса были проведены на расстояниях до 2.5 мм от оси возбуждающего преобразователя с шагом 0.5 мм. По измерению времени прихода максимума сдвигового импульса при различных пройденных расстояниях была определена скорость сдвиговой волны. В использовавшемся образце из 5% - го раствора желатина величина скорости сдвиговой волны сдвиговой волны составила $c_t = 0.9 \pm 0.1$ м/с. Максимальные смещения, зарегистрированные в эксперименте, хорошо соответствуют расчетам, выполненным по теоретическим формулам. Модуль сдвига, соответствующий найденной скорости в желатиновом образце, равен $\mu = 0.8 \pm 0.1$ кПа. Сдвиговой модуль образца измерялся также независимо статическим методом с помощью методики описанной в §2.2. Проведенные измерения показали, что для 5% - го раствора желатина величина сдвигового модуля составляет 1.4 ± 0.2 кПа. Отличия в полученных величинах достаточно велики. Было замечено, что при помещении желатиновых образцов в воду они быстро размягчаются, впитывая воду. Статические же измерения были проведены предварительно, со свежими образцами. В § 3.2 приведена методика и экспериментальная установка для удаленной регистрации волн сдвига с помощью стандартной аппаратуры ультразвуковой визуализации и терапии. Описанный выше метод возбуждения регистрации сдвиговых волн с помощью сфокусированных ультразвуковых пучков показывает принципиальную возможность измерения скорости сдвиговых волн в резиноподобных средах. В проведенных измерениях регистрация сдвиговой волны осуществлялась по измерению фазы пробного импульса отраженного от частицы, внедренной в образец. Однако в реальных мягких биологических тканях сложно выделить одиночный рассеиватель ультразвука. Поэтому был применен метод регистрации сдвиговых смещений, в котором анализировался сигнал отраженный не единичным рассеивателем, а группой рассеивателей. При этом детектирование осуществлялось с помощью медицинского ультразвукового А -

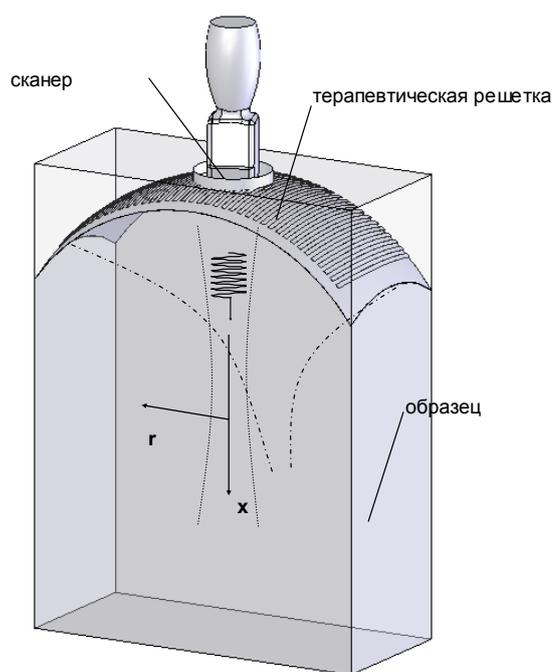


Рис. 6. Схема экспериментальной установки.

сканера, а волны сдвига генерировались фокусированной терапевтической антенной решеткой. Для исследования упругих свойств использовался резиноподобный полимер - пластисол, сдвиговый модуль которого мог варьироваться путем изменения концентрации "отвердителя" в процессе приготовления. Также в образец добавлялось небольшое количество мелких частиц, для обеспечения лучшей рассеивающей способности материала. С целью уменьшения расфокусировки акустического пучка при переходе из воды в резину, верхняя поверхность образца была подогнана под форму терапевтической решетки (рис. 6). Эксперименты по измерению скорости сдвиговой волны проводились с применением ультразвукового сканнера (ATL "Ultramark - 9"), который позволял пользователю наблюдать исследуемую область в А -, В - и М - режимах сканирования акустического луча. Ультразвуковые сигналы, используемые для генерации смещений, излучались терапевтической антенной решеткой "Imasonic 1588 A 102". Эта решетка состоит из 74 элементов, работающих на центральной частоте 1.25 МГц. Рабочая поверхность решетки выполнена в виде сферического сегмента, фокус ее находился на расстоянии 10 см. Смещения внутри фантома создавались ультразвуковым пучком за счет силы радиационного давления. Сигналы, излучаемые терапевтической решеткой, имели вид импульсов длительностью от 10 до 150 мсек., в свою очередь сканер излучал короткие импульсы длительностью 10 мкс с частотой заполнения 3.5 МГц и частотой повторения 1 кГц. Измерения проводились следующим образом. Сначала включался сканнер, который излучал импульсы в среду и записывал импульсы, рассеянные частицами внутри образца вдоль выбранного направления. Затем при работающем сканнере, включалась терапевтическая решетка. Акустические импульсы, принимаемые сканнером, оцифровывались каждую миллисекунду с частотой оцифровки 20 МГц, а затем сохранялись для последующей обработки. Для получения информации о смещениях внутри образца, был использован метод кросс-корреляционной обработки записанных акустических сигналов [M.O'Donnell, *et. al.*, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr.*, v. 41, №. 3, pp. 314 - 325 (1994)]. При измерении скорости сдвиговых волн фокус терапевтической решетки электронным путем перемещался вдоль оси r на разные расстояния (рис. 6), линия сканирующего луча при этом сохранялась неизменной. Таким образом, сдвиговая волна проходила различные расстояния до оси сканирующего преобразователя. На рис. 7 приведены профили сдвиговой волны, полученные при разных расстояниях между областью возбуждения и областью регистрации сдвиговых волн. Экспериментальные

данные обозначены точками, линиями - аппроксимация данных полиномом. Чем больше расстояние, пройденное волной - тем больше задержка максимума сдвиговой волны. По приведенным данным в образце была определена скорость сдвиговых волн, она составила 2.6 ± 0.2 м/с, что соответствует сдвиговому модулю величиной 6.7 ± 0.6 кПа. Максимальные зарегистрированные смещения были равны 15 ± 3 микрон. Теоретический расчет максимального сдвигового смещения по формуле (1) при заданных параметрах $I_0 = 400$ Вт/см², $t_0 = 10$ мсек., $\alpha = 0.1$ см⁻¹, $a = 1$ мм, $\rho = 1$ г/см³ также дает величину 15 микрон. Сдвиговый модуль образца также был измерен статически по вдавливанию твердого шарика. Было получено, что $\mu = 7.5 \pm 0.7$ кПа.

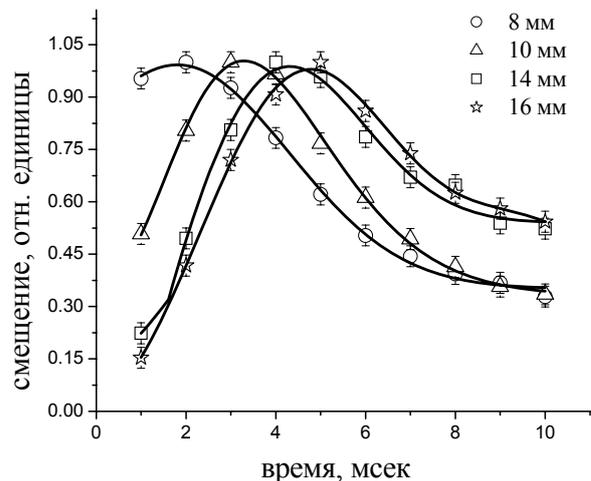


Рис. 7. Измеренные профили сдвиговой волны на расстояниях 8, 10, 12 и 14 мм от области возбуждения. Точками обозначены экспериментальные данные, линиями - результат аппроксимации экспериментальных данных полиномом.

В четвертой главе исследован процесс генерации и распространения сдвиговой волны в среде с термически индуцированной неоднородностью сдвигового модуля. Приведена методика определения температурных изменений в фокусе мощного источника ультразвука. В § 4.1 представлены экспериментальная установка и результаты регистрации температурных изменений в материале по изменению профиля сдвиговой волны, генерируемой в нагретой области. Нагрев мягких биологических тканей приводит к изменению скорости поперечных волн звука. Изменение скорости сдвиговых волн влияет на процесс генерации сдвиговых волн, а именно на амплитуду волны сдвига. Как следует из (1) максимальное смещение в сдвиговой волне обратно пропорционально скорости сдвиговых волн, поэтому в случае зависимости модуля сдвига от температуры амплитуда генерируемой сдвиговой волны будет зависеть от локальной температуры в области генерации. Для проведения экспериментов по возбуждению сдвиговых волн, в области нагрева фокусированного преобразователя, был изготовлен образец в виде кубика со стороной 40 мм из полимерного материала - пластисола. Нагрев среды в фокусе ультразвукового преобразователя приводит к изменению сдвигового модуля в данном объеме. Тепловая неоднородность сдвигового модуля, созданная при

помощи ультразвука, может быть определена с помощью предложенной в главе 2 методики генерации и детектирования сдвиговых волн. Для детектирования сдвиговой волны использовалась оптическая схема регистрации. В приближении плоской волны, пиковое значение смещения сдвиговой волны, которая была возбуждена в среде с модулем сдвига μ_1 , а зарегистрирована в среде с модулем μ_2 , можно представить в виде:

$$u_2 = u_1 T_u = \frac{f(\alpha, I_0, \tau_i)}{\sqrt{\mu_1}} T_u \quad (2)$$

где u_1 и u_2 пиковое сдвиговое смещение, возбужденное в ненагретой и нагретой среде соответственно, α - коэффициент поглощения продольных волн ультразвука, I_0 и τ - интенсивность и длительность импульса падающей акустической волны соответственно, $T_u = \frac{2}{1 + z_2/z_1}$ - коэффициент прохождения

сдвиговой волны по амплитуде, $z_n = \rho_n c_m$ - акустический импеданс сдвиговой волны, ρ_n - плотность, c_m - скорость сдвиговых волн. Значению $n = 1$ соответствуют параметрам ненагретой, а $n = 2$ нагретой среды. Отношение пикового сдвигового смещения u_2 , возбужденного в нагретой среде, к пиковому сдвиговому смещению u_1 , возбужденному в отсутствие нагрева можно выразить следующим образом:

$$\frac{u_2}{u_1} = \frac{2}{1 + \sqrt{\frac{\mu_2}{\mu_1}}} \quad (3)$$

В среде, в которой сдвиговой модуль уменьшается с ростом температуры, как в использованном полимере, пиковое значение смещения будет увеличиваться. Локальный нагрев полимерного материала осуществлялся при фокусировке УЗ пучка, при этом время экспозиции было фиксировано и составляло 16 сек. Нагрев до различных температур, не превышающих температуру плавления полимера, создавался варьированием мощности УЗ пучка. В использовавшемся режиме нагрева полная акустическая мощность пьезопреобразователя равнялась 5.8 Вт. Затем тот же самый УЗ преобразователь излучал в уже нагретую среду серию импульсов постоянной амплитуды и длительностью 300 мксек. Каждый такой импульс возбуждал сдвиговую волну, которая регистрировалась оптическим методом. Серия импульсов следовала через 0.5 сек после окончания нагревающего излучения, что было достаточным для полного затухания всех внутренних движений, вызванных нагревающим излучением. С другой стороны, за это время тепло не успевает уйти из

фокальной области за счет термодиффузии. На рис. 8 представлены экспериментальные профили сдвиговой волны, возбужденной в фокальной области ультразвукового преобразователя, где полимер был предварительно нагрет ультразвуком до температур 42°C и 100°C. Сплошной линией показан исходный профиль волны, зарегистрированный при комнатной температуре. Пиковое сдвиговое смещение, зарегистрированное в полимере, нагретом до температуры 100°C, было в 1.5 раза больше, чем такое же смещение, полученное при

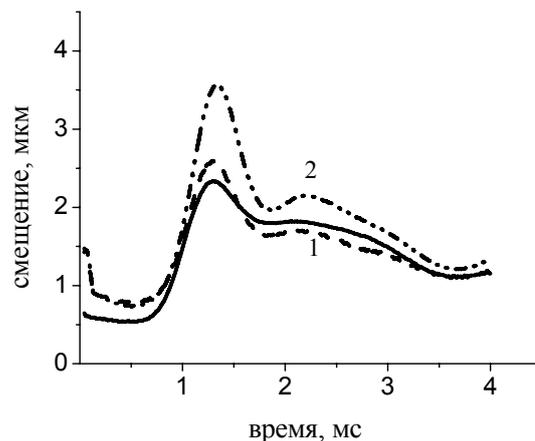


Рис. 8. Экспериментальные профили сдвиговых волн, возбужденные в фокальной области, нагретой УЗ пучком до 42 °С (кривая 1) и 100 °С (кривая 2). Сплошной линией показан исходный профиль, полученный при комнатной температуре (22°C).

комнатной температуре полимера. Это же соотношение амплитуд получается из формулы (3), где $\mu_2 = 0.2 \mu_1$. При нагреве полимера до температуры 42°C изменений в профиле сдвиговой волны обнаружено не было. Распределение температуры в фокальной области ультразвукового преобразователя было получено на основе численного расчета уравнения теплопроводности. В § 4.2 приведены способы и результаты измерения теплового коэффициента скорости звука, коэффициента температуропроводности, удельной теплоемкости и температурной зависимости модуля сдвига материала образца. Зависимость модуля сдвига исследуемого полимера от температуры была измерена в диапазоне 20 ÷ 80°C. Измерения проводились статическим методом путем вдавливания жесткой сферы в образец, нагретый до необходимой температуры. Поведение модуля сдвига с температурой для образцов различной упругости одинаково. Плавление полимера происходило при температуре $120 \pm 5^\circ\text{C}$, при этом сдвиговой модуль обращался в нуль. Детальные измерения модуля сдвига были выполнены при температуре 80°C и ниже; в дальнейших теоретических расчетах мы предполагали, что в диапазоне температур 80 ÷ 120°C зависимость модуля сдвига линейна. Измеренный температурный коэффициент изменения скорости продольных волн составил $-3.2 \pm 0.3 \frac{M}{c^\circ C}$. Скорость звука в

исследуемом полимере определялась фазовым методом и равнялась 1380 м/с. Коэффициент температуропроводности оказался равным $\chi = 1.3 \cdot 10^{-7} \text{ м}^2 \cdot \text{с}^{-1}$.

Измеренная удельная теплоемкость составила: $c_p = (1.9 \pm 0.2) \cdot 10^3$ Дж/(кг·°С). В § 4.3 приведен краткий обзор дистанционных методов измерения температуры в резиноподобных средах и в мягких биологических тканях. Проведен анализ нагрева среды сфокусированным ультразвуковым пучком, приведена методика и экспериментальные результаты по контролю температурных изменений в фокальной области ультразвукового преобразователя. При изучении генерации сдвиговой волны сфокусированным ультразвуковым пучком в случае, когда сам пучок нагревает среду и изменяет ее упругие свойства, возникает задача дистанционного измерения температуры в фокальной области пучка. Эта проблема также актуальна при процедурах ультразвуковой хирургии, когда области с патологией под воздействием ультразвука нагреваются до высоких температур. Сложность задачи обусловлена тем, что нагрев ткани с помощью сфокусированного ультразвука до температур выше 70 – 90°С производится за короткое время 1 – 2 сек, при этом характерный размер нагреваемой области достаточно мал - от нескольких единиц до нескольких десятков кубических миллиметров. Для контроля температуры в фокальной области ультразвукового преобразователя применялся метод, основанный на измерении времени задержки пробного ультразвукового импульса, проходящего через нагреваемую область. Нагрев создавался при помощи сфокусированного пьезоэлектрического излучателя. Для излучения и регистрации пробной продольной волны ультразвука использовались два фокусирующих ультразвуковых пьезопреобразователя, расположенных конфокально (см. рис. 9). Образец (1), в котором осуществлялся нагрев за счет поглощения ультразвуковой волны, был изготовлен из полимерного материала пластисола в виде кубика со стороной 40 мм. Образец помещался на оси двух конфокально расположенных фокусированных пьезопреобразователей (2) и (3), образующих резонатор. Каждый из преобразователей (2) и (3) имел диаметр 70 мм, фокусное расстояние 65 мм и резонансную частоту 2 МГц. Пьезопреобразователь (4) с резонансной частотой 3.04 МГц,

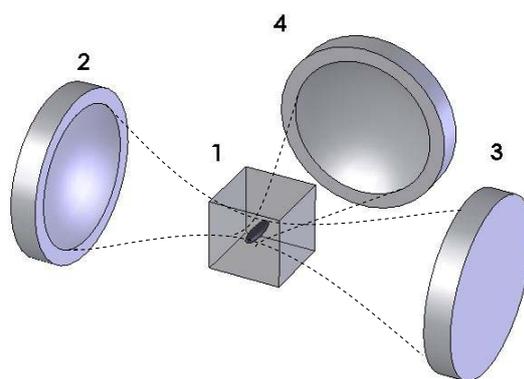


Рис. 9. Взаимное расположение образца из резины (1), конфокального резонатора, образованного преобразователями (2,3) и нагревающего преобразователя (4). Область нагрева выделена темным цветом и имеет сигароподобную форму.

диаметром и фокусным расстоянием 70 мм использовался для нагрева фокальной области внутри образца. Образец и все ультразвуковые преобразователи помещались в бассейн, заполненный отстоявшейся водопроводной водой. Перед началом измерений установка юстировалась таким образом, чтобы фокусы резонатора и преобразователя (4) совпадали, а их акустические оси были перпендикулярны. При проведении измерений сначала включался преобразователь (4), который нагревал образец в фокальной области. Время облучения (экспозиция) составляло 1 секунду, акустическая мощность варьировалась в пределах 1 ÷ 31 Вт. Сразу после окончания облучения в область с повышенной температурой посылались последовательность зондирующих ультразвуковых импульсов, излучаемых преобразователем (2). При проведении экспериментов измерялась задержка зондирующего импульса прошедшего через область нагрева дважды. Теоретический расчет задержки ультразвукового импульса, прошедшего через неоднородно нагретую область проводился в лучевом приближении. Время задержки рассчитывалось по следующей формуле:

$$\tau = 2 \int_0^L \frac{dx}{c(x)}, \quad (4)$$

где $c(x)$ - распределение скорости звука вдоль оси преобразователей (2) и (3) (координата x). Изменение скорости звука вдоль координаты x связано с существованием неоднородно нагретой области на пути распространения звуковой волны. Распределение температуры $T(x)$ определялось на основе численного решения трехмерного уравнения теплопроводности с источниками, обусловленными поглощением ультразвука:

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \chi \Delta T + \frac{2\alpha I}{\rho c_p}. \quad (5),$$

где Δ - оператор Лапласа, c_p – теплоемкость полимера, I - интенсивность ультразвука в фокальной области преобразователя, χ – коэффициент температуропроводности полимера, α - коэффициент поглощения звука в полимере на частоте 3 МГц. Распределение тепловых источников $2\alpha I$ в уравнении (5) определяется распределением акустического давления в фокальной области. Поле давления ультразвукового пьезопреобразователя (4), создающего нагрев, может быть рассчитано с помощью интеграла Рэлея при условии, что известно распределение колебательной скорости на его поверхности. В настоящей работе был использован голографический метод численного расчета давления в пространстве на основе измеренного давления

на контрольной плоскости [О.А.Сапожников и др., *Акуст. журн.*, т.49, № 3, с. 416 - 424, (2003)]. После расчета уравнения теплопроводности (5) проводился теоретический расчет задержки пробного импульса, при нагреве среды импульсами заданной мощности. На рис. 10 приведены экспериментальные и теоретические зависимости задержки зондирующего импульса от времени, прошедшего после окончания нагрева при разных мощностях греющего акустического пучка. Нагрев проводился в течение 1 секунды, мощность ультразвука составляла 13.7, 21.5 и 31 Вт. Максимальная задержка отраженного импульса (от 200 до 450 нсек.) была зарегистрирована сразу после окончания нагрева. С увеличением времени температура в фокальной области понижалась, в то время как размер нагретой области увеличивался за счет термодиффузии. Это приводило к уменьшению времени задержки отраженного импульса. Для двух меньших значений мощности 13.7 и 21.5 Вт экспериментальные и теоретические кривые задержки (остывания) хорошо согласуются практически на всех временах после выключения ультразвука. При максимальной мощности 31 Вт хорошее совпадение данных эксперимента и численного расчета наблюдается лишь через 30 секунд после окончания нагрева. Такое несовпадение на малых временах при большой мощности облучения можно объяснить повышением эффективности нагрева за счет нелинейных акустических эффектов, не учитываемых в рамках данной модели, а также тем, что при сильном перегреве пластисола используемая модель линейного роста скорости звука с температурой может быть уже не верна. В § 4.4 исследован процесс распространения сдвигового импульса через неоднородное распределение сдвигового модуля, вызванное нагревом образца с помощью нихромовых нитей. Как было показано выше изменения модуля сдвига, вызванные нагревом резиноподобной среды влияют на процесс генерации сдвиговой волны, возбуждаемой в нагретой области. Неоднородности сдвигового модуля, вызванные неравномерным нагревом, также

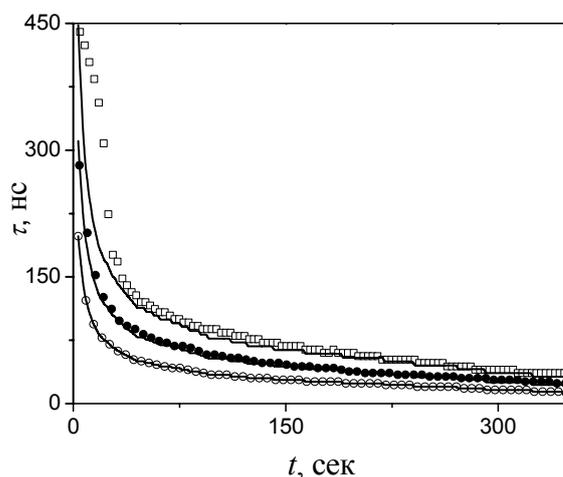


Рис. 10. Временные зависимости задержки зондирующего ультразвукового импульса, прошедшего через область, нагретую УЗ пучком различной мощности (\circ – 13.7 Вт, \bullet – 21.5 Вт, \square – 31 Вт) при экспозиции 1 секунда. Сплошными линиями показаны соответствующие теоретические зависимости.

будут влиять на процесс распространения сдвиговой волны через область нагрева. Для генерации и детектирования сдвиговых волн использовалась экспериментальная установка с оптической регистрацией сдвиговых волн, описанная в главе 2. Для возбуждения сдвиговой волны внутри исследуемого образца использовался фокусированный пьезопреобразователь, работавший в импульсно – периодическом режиме на центральной частоте 3.04 МГц, и излучавший импульсы длительностью 300 мксек. Для проведения экспериментов был изготовлен оптически прозрачный образец из пластисола, в виде прямоугольного параллелепипеда со сторонами 4x4x6 см. В срединном сечении параллелепипеда перпендикулярно его большим ребрам была помещена решетка из нихромовых проволочек, натянутых между гетинаксовыми пластинками. Нихромовые проводники были натянуты в два ряда, при этом расстояние рядами и соседними отверстиями составляло 3 мм. На расстоянии примерно 5 мм и 10 мм от решетки были помещены непрозрачные частицы-затворы, предназначенные для наблюдения сдвиговой волны с помощью оптической схемы регистрации. Концы нихромовой проволоки были соединены с изолированными проводами для подачи электрического тока от источника питания. При подаче электрического тока на клеммы проводников, соединенных с решеткой, происходило выделение тепла в нихромовой проволоке, и можно было нагревать центральную часть образца. Через проводники пропускался ток силой $I = 1.5$ А в течение 21 секунды. Режим нагрева проводников выбирался таким, чтобы обеспечить температуру 100°C в области, размеры которой соответствуют размерам проволочной решетки. Метод, предложенный для контроля температуры в нагреваемой области, заключается в измерении времени пробега сдвиговой волны через нагретую область. Моделирование температурного поля на основе численного решения уравнения теплопроводности показало, что значение температуры в соседних точках вблизи проводников может отличаться только на начальном этапе нагревания, когда существуют высокие градиенты температуры вблизи источников. Используя результаты расчета температуры, была рассчитана ожидаемая временная задержка при распространении сдвиговой волны через нагретый слой. При проведении измерений время прихода сдвиговой волны в точку наблюдения отсчитывалось по положению максимума сдвигового смещения. Полученные результаты сравнивались с данными теоретического расчета (см. рис. 11). Теоретический расчет задержки времени прихода сдвиговой волны в точку наблюдения выполнялся с учетом выражения (5), где $c(x)$ соответствует распределению скорости сдвиговых волн в направлении

распространения сдвиговой волны. Данные теоретического расчета неплохо согласуются с экспериментальными значениями при временах до 300 секунд. Это позволяет предположить, что пока нагретый слой локализован в некоторой области пространства, можно довольно точно определить температуру среды в нем. Предполагая ширину нагретого слоя равной 5 мм, можно рассчитать температуру слоя. По результатам

такого расчета температура в слое достигала примерно 105°C. Несовпадение теоретической зависимости и результатов эксперимента, как и в случае распространения продольной волны через нагретый слой может быть вызвано неточностью определения коэффициента температуропроводности и его зависимостью от температуры.

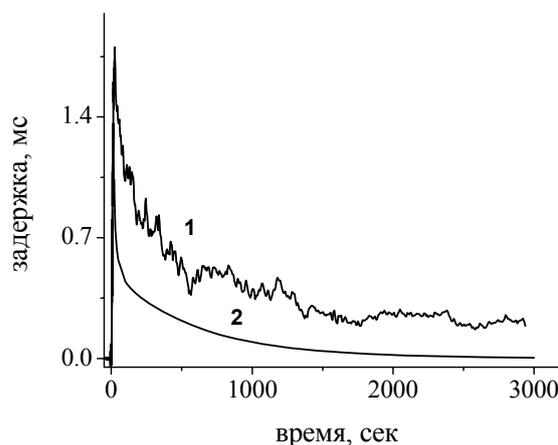


Рис. 11. Изменение временной задержки сдвигового импульса при прохождении через нагретый слой: 1) экспериментальные значения; 2) данные теоретических расчетов.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

В настоящей работе проведено экспериментальное исследование возможностей измерения сдвигового модуля среды в условиях неоднородного распределения модуля сдвига в резиноподобных средах, обусловленного заданным распределением упругих свойств, а также под действием изменения температуры. Полученные результаты можно кратко сформулировать следующим образом:

1. Предложен оригинальный метод определения положения и размера неоднородностей сдвигового модуля, находящихся в однородной среде. Метод основан на измерении временной задержки импульса сдвиговой волны при перемещении фокальной области ультразвукового пучка. Показано, что размеры и положение неоднородностей могут быть определены с точностью нескольких процентов. Абсолютные величины модуля сдвига неоднородностей и матрицы образца, определенные по предлагаемой методике, соответствовали результатам независимых измерений. Точность определения модуля сдвига снижалась для мягких образцов, что обуславливалось увеличением пространственной протяженности сдвигового импульса. Работоспособность метода экспериментально продемонстрирована на образцах резиноподобных

сред с неоднородностями в виде плоского слоя и цилиндра.

2. Предложен и реализован новый метод регистрации профиля сдвигового импульса в оптически непрозрачных резиноподобных средах по отражению пробной ультразвуковой волны от частицы, увлекаемой сдвиговой волной. Метод основан на регистрации фаз отраженных пробных волн, сдвинутых на дискретный временной шаг. Временные профили сдвиговых импульсов, зарегистрированные экспериментально, соответствовали расчетным профилям.

3. Разработана и реализована новая методика измерения модуля сдвига в резиноподобной среде с использованием стандартной аппаратуры ультразвуковой диагностики и терапии. Методика основана на генерации сдвиговых волн при электронной фокусировке ультразвукового импульса, создаваемого терапевтической решеткой и детектировании ультразвуковых волн рассеянных от микрочастиц, имитирующих структурные микронеоднородности мягких биологических тканей и их последующей корреляционной обработке. Получены профили сдвиговых волн, возбуждаемые в объеме образца пучком, создаваемым терапевтическим пьезопреобразователем на различных расстояниях от оси зондирующего пучка. Скорость распространения сдвиговой волны соответствовала скорости, вычисленной с использованием параметров среды.

4. Проведено исследование распространения сдвиговой волны через плоский нагретый слой. Показано, что время задержки сдвигового импульса, возникающее за счет изменения сдвигового модуля вследствие нагрева, определяется пространственным распределением температуры вдоль трассы распространения импульса.

5. Проведен анализ генерации сдвиговой волны в фокальной области ультразвукового пучка с учетом нагрева среды, вызванного поглощением энергии ультразвуковой волны. Впервые зарегистрированы профили сдвиговых волн при различных режимах тепловыделения.

СПИСОК РАБОТ, ОПУБЛИКОВАННЫХ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. *В.Г.Андреев, А.В.Ведерников*. Генерация и детектирование сдвиговых волн в резиноподобной среде с помощью сфокусированного ультразвука. - Вестник Московского Университета Серия 3. Физика. Астрономия, № 1, с. 34-37 (2001).
2. *А.В.Ведерников, В.Г.Андреев*. Измерение распределения сдвигового модуля упругости в неоднородных резиноподобных средах. - Вестник Московского Университета Серия 3. Физика. Астрономия, № 3 с. 52 - 56, (2006)
3. *А.В.Ведерников, В.Г.Андреев*. Генерация и распространение сдвиговых волн в средах с тепловой неоднородностью сдвигового модуля. - Известия Академии

наук. Серия физическая, т. 69, № 2, с. 295 – 299, (2005).

4. *А.В.Ведерников, А.В.Морозов, В.А.Хохлова, В.Г.Андреев.* Измерение температуры в фокальной области ультразвукового излучателя. - Акуст. журн. т. 52. № 2. с. 149 - 155, (2006)

5. *В.Г.Андреев, А.В.Ведерников.* Возбуждение и регистрация сдвиговых возмущений в резиноподобных средах ультразвуковыми методами. - Труды VI Всеросс. школы-сем. "Волновые явления в неоднородных средах", Красновидово, с. 109 - 110 (1998).

6. *В.Г.Андреев, А.В.Ведерников.* Возбуждение и регистрация сдвиговых волн в резиноподобной среде с помощью сфокусированных акустических пучков. - Сборник трудов X сессии РАО, т. 1, с. 98 - 101 (2000).

7. *V.G.Andreev, A.V.Vedernikov, S.Y.Emelianov.* Elastic moduli measurement in the phantoms of biological tissue with conventional US imaging and therapeutic instruments. – Proc. of the Intern. Conf. "Progress in nonlinear science", v. 2, pp. 510 - 515 (2001).

8. *А.В.Ведерников, В.Г.Андреев.* Упругие волны, возбуждаемые точечным поверхностным источником в резиноподобной среде. - Труды VIII Всеросс. школы-сем. "Волновые явления в неоднородных средах", Красновидово, т 2, с. 36 - 37 (2002).

9. *V.G.Andreev, A.V.Vedernikov.* Shear wave excitation in an ultrasonically heated tissue. - in Proc. 3rd Int. Symp. on Therap. Ultras., pp. 163 - 168 (2003).

10. *А.В.Ведерников, М.В.Аверьянов, В.А.Хохлова, А.М.Морозов, В.Г.Андреев.* Indirect temperature measurements in a focal zone of ultrasonic transducer. - in Proc. 3rd Int. Symp. on Therap. Ultras., pp. 217 - 223 (2003).

11. *А.В.Ведерников, В.Г.Андреев.* Генерация сдвиговых волн сфокусированным ультразвуковым пучком: учет тепловых эффектов. - Сборник трудов XIII сессии РАО, т. 3, с. 184 - 187 (2003).