

04
1997

**МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ
УНИВЕРСИТЕТ им. М.В.Ломоносова**

Физический факультет

На правах рукописи

ПИЩАЛЬНИКОВ Юрий Александрович

УДК 534.222

**АКУСТИЧЕСКАЯ ДИАГНОСТИКА
РЕЛАКСИРУЮЩИХ СРЕД И МОДЕЛЕЙ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ С
ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИНТЕНСИВНЫХ
ИМПУЛЬСОВ И УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ПУЧКОВ**

01.04.06 - акустика

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

МОСКВА, 1997

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

Научный руководитель: кандидат физико-математических наук
О.А.САПОЖНИКОВ

Официальные оппоненты: доктор физико-математических наук
И.Б.ЕСИПОВ

кандидат физико-математических наук
А.А.КАРАБУТОВ

Ведущая организация: Институт прикладной физики РАН,
г. Нижний Новгород

Защита диссертации состоится "18" декабря 1997 г.
в 16 часов в аудитории 5-18 на заседании
Специализированного Совета К 053.05.92 отделения радиопизики и
электроники физического факультета Московского государственного
университета им. М.В.Ломоносова по адресу: 119899, Москва,
Воробьевы горы, МГУ, физический факультет.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке физического
факультета МГУ.

Автореферат разослан "18" ноября 1997 г.

Ученый секретарь
Специализированного Совета К 053.05.92,
кандидат физико-математических наук,
старший научный сотрудник



И.В. Лебедева

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. Ультразвуковые методы являются мощным средством исследования структуры и свойств различных веществ. Одним из актуальных направлений является акустическая диагностика - совокупность методов изучения организма человека, основанных на использовании упругих волн. Биологическая ткань представляет собой сложную среду, акустические свойства которой на микромасштабном уровне пока еще практически не изучены.

Согласно современным представлениям, распространение ультразвука в биологических средах сопровождается различными процессами релаксации, поэтому важным является развитие экспериментальных методов их исследования как в модельных средах, так и в самой ткани. Традиционным подходом здесь является измерение частотных зависимостей скорости звука и коэффициента затухания, т.е. используются методы акустической спектроскопии. В то же время характерные параметры релаксационных процессов можно измерять с помощью коротких видеоимпульсов. Такая импульсная методика еще недостаточно известна и мало используется. Для исследования релаксационного отклика среды требуются акустические импульсы, длительность которых сравнима с характерными временами релаксации. Из-за сильного поглощения необходимо использовать достаточно мощные импульсы, при распространении которых существенными могут стать эффекты нелинейного искажения профиля, вплоть до образования ударных фронтов. Для проведения диагностики в этом случае важно теоретическое моделирование нелинейной эволюции акустических волн в среде с частотно-зависимыми свойствами.

Важным современным приложением акустических волн в медицине является ультразвуковая визуализация органов организма, а также выявление участков больной ткани в отдельных органах. В работе ультразвуковых сканеров используется тот факт, что продольные акустические волны чувствительны к изменению различных параметров биологической среды: скорости звука,

коэффициентам поглощения и рассеяния, импедансу. Эти параметры меняются в зависимости от типа и состояния ткани. Однако многие неоднородности характеризуются изменением лишь сдвиговой упругости среды и поэтому не влияют заметным образом на распространение продольных волн. Поскольку сдвиговые акустические волны практически не распространяются в вязкой биологической среде, требуется разработка нестандартных методов ультразвуковой диагностики сдвигового модуля. Одна из таких возможностей, недавно предложенная А.П.Сарвазяном, связана с идеей локального возбуждения волн сдвига в толще среды под действием радиационного давления, возникающего при поглощении продольной волны. Практическая реализация этого метода требует проведения как теоретических, так и экспериментальных исследований.

Целью работы являлось:

- 1) разработка метода диагностики релаксирующей жидкости с использованием акустического импульса с ударным фронтом;
- 2) развитие спектрального подхода численного описания нелинейных акустических волн с разрывами в средах с частотно-зависимыми свойствами;
- 3) экспериментальное и теоретическое исследование возможности ультразвуковой диагностики сдвиговой упругости среды типа биологической ткани путем бесконтактного возбуждения поперечной волны сфокусированной продольной волной.

Научная новизна работы состоит в следующем.

1. Применительно к релаксирующим средам развит новый асимптотический спектральный метод, позволяющий с высокой точностью описывать нелинейные волны с разрывами с помощью небольшого количества гармоник. На основе этого метода численно исследованы особенности нелинейной эволюции коротких импульсов с ударным фронтом в релаксирующей среде.

2. Показано, что по временной задержке между фронтом и максимумом сигнала и отношению скачка давления на ударном фронте к пиковому давлению можно осуществить диагностику параметров релаксационного процесса. Экспериментально подтверждена работоспособность предложенного метода акустической диагностики.

3 Впервые проведено наблюдение генерации сдвиговых волн в резиноподобной среде под действием радиационного давления, возникающего при поглощении продольных волн. Показано, что акустические сигналы мегагерцевого диапазона частот при интенсивностях и экспозициях, типичных для диагностического ультразвука, могут являться заметным источником сдвиговых волн. Обнаружен также эффект генерации сдвиговых волн коротким видеоимпульсом за счет нелинейного механизма диссипации на его ударном фронте. Развита теория возбуждения сдвиговых волн в фокусе модулированного акустического пучка.

Практическая ценность результатов работы.

Развитый в диссертации асимптотический спектральный метод описания нелинейных волн с разрывами с учетом лишь небольшого количества спектральных компонент позволяет существенно сократить время численного решения сложных нелинейных задач. Алгоритмы быстрого счета, построенные на его основе, могут быть применены, помимо задач акустической диагностики, при моделировании пилообразных волн и мощных импульсов, применяемых в ультразвуковой терапии, в задачах распространения волн звукового удара в атмосфере, при расчете нелинейных гидроакустических устройств и т. д. - во всех тех задачах, когда необходим численный расчет распространения нелинейных волн, содержащих разрывы.

Практически важным результатом исследования распространения волн в средах с частотно-зависимыми свойствами является демонстрация возможности импульсной диагностики параметров таких сред. В частности, предложенная методика

исследования свойств релаксирующих сред по измерению временных и амплитудных характеристик распространяющегося в ней импульса с ударным фронтом может использоваться для экспресс-контроля состояния жидкостей и биологических тканей.

В проведенных экспериментальных исследованиях впервые показано, что в упругой резиноподобной среде пучок продольных волн может являться заметным источником поперечных волн. Этот результат представляет значительный интерес с практической точки зрения, поскольку доказывает возможность бесконтактной ультразвуковой диагностики сдвиговой упругости биологической ткани.

Апробация работы и публикации.

Материалы диссертации докладывались на 14-ом Международном Симпозиуме по нелинейной акустике (Нанкин, Китай, 1996 г); на 2-й Международной школе-семинаре «Нелинейные и стохастические волновые явления» (Нижний Новгород, 1994 г.); на 5-й Всероссийской школе-семинаре «Волновые явления в неоднородных средах» (Москва, 1996 г.); на 3-м Симпозиуме Акустических Обществ Америки и Японии (Гонолулу, США, 1996 г.); на конференции молодых ученых, посвященных 70-летию Р.В.Хохлова (Москва, 1996 г.), на Международном Симпозиуме по гидроакустике и ультразвуку Европейской Акустической Ассоциации (Юрата, Польша, 1997 г.), обсуждались на научных семинарах ИПФРАН (Нижний Новгород), кафедры акустики физического факультета МГУ и опубликованы в восьми научных работах.

Структура и объем диссертации.

Диссертация состоит из введения, трёх глав, заключения и двух приложений. Общий объем диссертации составляет **147** стр. машинописного текста, из них основного текста - **125** стр., рисунки - **20** стр., список цитируемой литературы содержит **101** наименование.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность темы диссертации, излагается современное состояние проблемы, приводится краткое содержание диссертации по главам.

Первая глава диссертации посвящена развитию спектрального подхода к описанию нелинейных акустических волн с разрывами в средах с частотно-зависимыми свойствами.

В П.1.1 представлен обзор литературы по спектральному подходу к описанию интенсивных акустических волн.

В П.1.2 развивается метод спектрального описания сильно нелинейных акустических волн, содержащих разрывы. Метод позволяет численно исследовать распространение мощных волн при помощи небольшого числа гармонических составляющих. Основная идея подхода была предложена В.А.Хохловой и О.А.Саложниковым [JASA, 1994, V.96, No. 11, Pt.2, P.105] и заключается в использовании известной высокочастотной асимптотики спектра волны. Развитие метода заключается в его распространении на описание волн в средах с частотно-зависимыми свойствами. Получена система конечного числа связанных дифференциальных уравнений для спектральных амплитуд. На ее основе численно проанализирована нелинейная эволюция периодических волн и импульсов в среде с частотно-зависимыми свойствами. Именно к таким средам относятся биологические ткани.

Коэффициент поглощения звука во многих биологических тканях имеет сложную частотную зависимость, которую можно объяснить наличием различных внутримолекулярных и межмолекулярных релаксационных процессов. Своеобразным первым приближением к описанию волн в биологических тканях является исследование распространения волн в среде, которая характеризуется только одним временем релаксации, т.е. в среде с одним релаксационным процессом.

В П.1.3 на основе развитого спектрального подхода проводится численное моделирование эволюции интенсивного импульса с ударным фронтом в среде с одним временем релаксации τ_{rel} .

Распространение плоских нелинейных волн в такой среде описывается уравнением, которое фактически является обобщением уравнения Бюргерса с учетом дисперсионных свойств среды:

$$\frac{\partial p}{\partial x} - \frac{\epsilon}{c_0^3 \rho_0} p \frac{\partial p}{\partial \tau} = \frac{b}{2c_0^3 \rho_0} \frac{\partial^2 p}{\partial \tau^2} + \frac{m}{2c_0} \frac{\partial}{\partial \tau} \int_{-\infty}^{\tau} \frac{\partial p}{\partial \tau'} \exp(-(\tau - \tau') / \tau_{rel}) d\tau'$$

где p - акустическое давление; c_0 - низкочастотная скорость звука; x - координата в направлении распространения, $\tau = t - x / c_0$ - время в сопровождающей системе координат; ρ_0 - плотность среды в отсутствии волны; ϵ - параметр акустической нелинейности; c_∞ - скорость звука на высоких частотах; $m = (c_\infty^2 - c_0^2) / c_0^2$ - сила релаксации; b - коэффициент квадратичного по частоте поглощения.

Типичные результаты численного решения этого уравнения показаны на рис.1; где цифрами у кривых отмечено расстояние, проходимое акустическим видеоимпульсом с ударным фронтом в релаксирующей среде. Начальный профиль импульса и параметры среды выбирались в соответствии с экспериментальным исследованием, которое описано во второй главе диссертации. Видно, что по мере распространения импульс становится

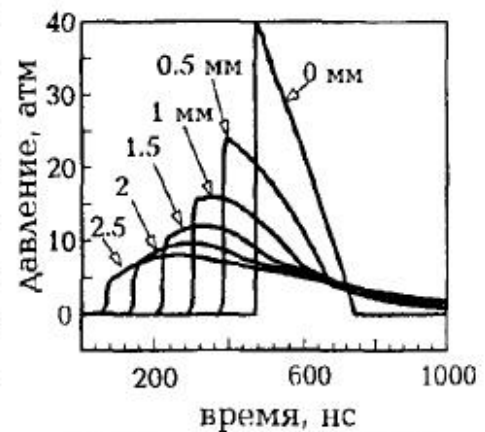


РИС.1 Численный расчет эволюции акустического импульса в среде с релаксацией

длиннее, его амплитуда уменьшается, меняется форма волны в окрестности ударного фронта: из остроконечного он становится «горбатым». Все это говорит о том, что сам импульсный сигнал несёт много информации о среде, через которую он проходит. Кроме того, известно, что параметры релаксации (время и сила релаксации) сильно зависят от температуры среды. Мы использовали эту зависимость для изменения релаксационных параметров исследуемой жидкости.

На рис.2 приведены результаты расчетов распространения акустического импульса с ударным фронтом для трёх различных значений температуры. Видно, что изменение параметров релаксации приводит к заметному изменению профиля волны. Например, с ростом времени релаксации уменьшается задержка максимума волны относительно ударного фронта, а отношение амплитуды скачка давления на ударном фронте к максимуму сигнала, напротив, увеличивается. Поэтому эти параметры могут быть использованы для решения

диагностических задач, что и было реализовано во второй главе диссертации.

Во второй главе диссертации рассматривается ультразвуковая диагностика релаксирующей среды с использованием мощного акустического видеоимпульса с ударным фронтом.

В П.2.1 представлен обзор литературы по методам измерения затухания и скорости ультразвука в биологических тканях; поясняется выбор уксусной кислоты как среды для экспериментального исследования и приводятся известные литературные данные о ней.

В П.2.2 дано описание самодельного широкополосного гидрофона, изготовленного на основе пьезополимерной пленки из поливинилиденфторида. Кроме того, дан краткий обзор литературы по подобным приемникам акустического давления и методам их калибровки.

П.2.3 посвящен экспериментальному изучению эволюции мощного акустического импульса с ударным фронтом в уксусной кислоте. Схема экспериментальной установки показана на рис. 3.

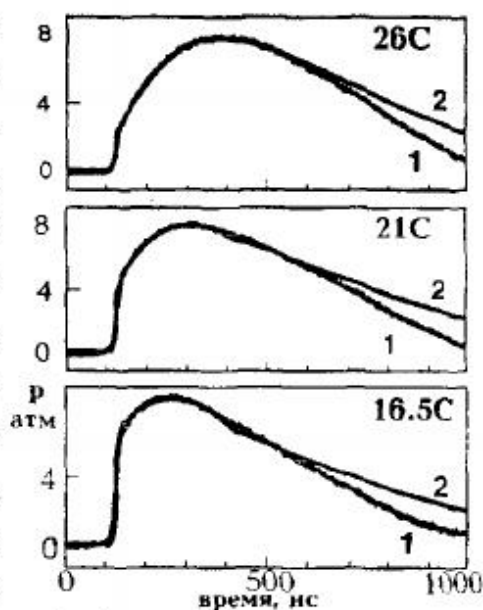


РИС.2 Экспериментальные (1) и рассчитанные (2) профили акустического импульса после прохождения 26 мм в уксусной кислоте при температурах 26⁰С, 21⁰С и 16.5⁰С.

Мощные акустические импульсы возбуждались в оптоакустической ячейке (4) за счет поглощения светового импульса с энергией 3 Дж, излучаемого твердотельным лазером на неодимовом стекле (1). На расстоянии нескольких сантиметров в воде акустический импульс приобретал характерный треугольный вид с ударным фронтом. После чего он заводился в кювету с исследуемой жидкостью (5), на выходе из которой акустическое давление измерялось широкополосным гидрофоном (6). В работе приведены осциллограммы огибающей лазерного импульса, акустических импульсов после ОА-генератора (4) и перед кюветой (5).

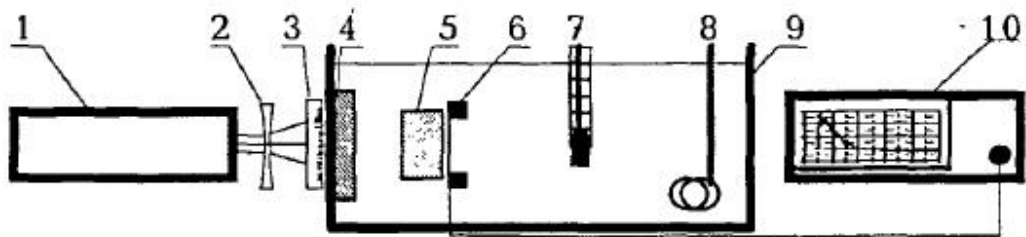


РИС.3 Схема экспериментальной установки

1 - лазер; 2 - дефокусирующая линза; 3 - матовая пластинка; 4 - оптоакустический генератор; 5 - кювета с релаксирующей жидкостью; 6 - гидрофон; 7 - термометр; 8 - нагреватель; 9 - кювета с водой; 10 - цифровой осциллограф.

Кроме того, имелась возможность медленно изменять температуру исследуемой жидкости. Это производилось общим нагревом кюветы с водой (9). По мере остывания всей системы, которое происходило за несколько десятков минут, можно было проводить измерения характерных искажений волн в зависимости от температуры. Экспериментально зарегистрированы профили акустических импульсов после прохождения различных расстояний при различных температурах релаксирующей жидкости, некоторые из них показаны на рис.2.

В П2.4 проводится акустическая диагностика среды с одним временем релаксации. Для этого в профиле прошедшего через исследуемую среду акустического импульса (рис.4) измеряются два параметра: отношение амплитуды скачка давления на ударном фронте A_{ϕ} к величине

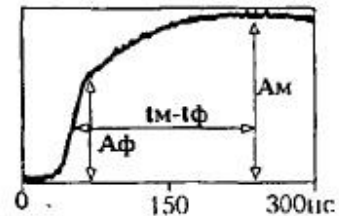


РИС.4

Пояснение величин, используемых для диагностики

максимума сигнала A_M и временная задержка между максимумом и ударным фронтом $t_M - t_{\Phi}$. Измеренные экспериментально величины наносятся в виде горизонтальных линий на теоретически рассчитанное семейство кривых (рис.5), которое строится на основе расчета эволюции большого количества профилей акустического импульса. Каждая кривая на рис.5 показывает изменение величин A_{Φ}/A_M и $t_M - t_{\Phi}$ в зависимости от времени релаксации τ_{rel} . Различные кривые соответствуют различным значениям силы релаксации - m .

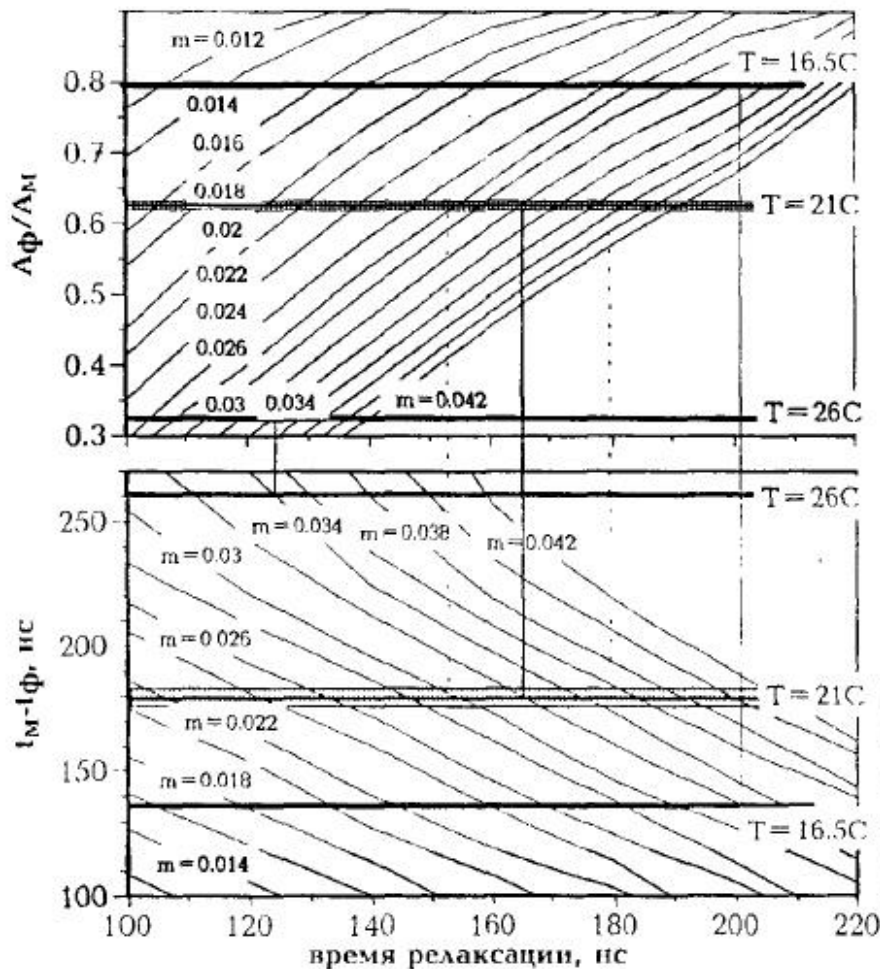


РИС.5
Семейство
кривых для
диагностики
времени и
силы
релаксации

Сплошными вертикальными линиями соединены точки совпадения экспериментальных линий с рассчитанными кривыми для одинаковых m и τ_{rel} . Штриховыми вертикальными прямыми (только для 21°C) показана ошибка определения времени и силы релаксации. Указанный метод позволяет определить параметры релаксации с относительной погрешностью не более 10%.

Третья глава диссертации связана с измерением модуля сдвига в модели биологической ткани путем регистрации сдвиговой волны, возбужденной фокусированным ультразвуковым пучком.

Известно, что очень важным диагностическим параметром мягких тканей организма является сдвиговой модуль. Наряду со статическим методом измерения, перспективным является его нахождение по скорости сдвиговых волн. Однако практическая реализация такого подхода затруднена из-за сильного поглощения поперечных волн в тканях и требуется разработка специальных схем измерения, одной из которых является схема, исследованная в этой главе.

При распространении в поглощающей среде акустическая волна передаёт ей свое количество движения. В жидкостях, не обладающих сдвиговой упругостью, это приводит к возникновению акустических течений. В твердых телах, где такие гидродинамические потоки невозможны, возникают упругие напряжения. Как следствие, область звукопоглощения должна стать источником распространяющихся упругих возмущений, в частности, волн сдвига. Возбуждение сдвиговых напряжений должно быть наиболее эффективно в областях высоких градиентов интенсивности продольной волны. Указанная ситуация имеет место в области перетяжки сфокусированного акустического пучка, поперечный размер которой может быть сравним с длиной продольной волны. Необходимо однако отметить, что даже в фокусе мощной продольной волны возникающие сдвиговые напряжения и соответствующие деформации довольно малы и регистрация их затруднена.

В П.3.1 описывается экспериментальное исследование генерации поперечных волн за счет радиационного давления, возникающего при поглощении акустического импульса с высокочастотным заполнением. Схема экспериментальной установки показана на рис.6. Фокусированный акустический пучок создавался пьезоэлектрическим излучателем (1) с диаметром 64 мм и радиусом кривизны поверхности 70 мм. Использовались два различных преобразователя: первый возбуждался на частоте 0.96 МГц, второй - на частоте 1.8 МГц. Максимальная акустическая мощность

излучателей составляла соответственно 70 и 45 Вт. Возбуждение производилось электрическим сигналом, подаваемым с выхода мощного ультразвукового генератора. Использовался импульсный режим возбуждения, при котором огибающая излучаемых акустических импульсов была прямоугольной, а их длительность могла изменяться в пределах от 50 мкс до 10 мс. Излучатель погружался в кювету с водой (2) размером $15 \times 15 \times 60 \text{ см}^3$ и мог перемещаться с помощью координатной подачи в трех взаимно перпендикулярных направлениях. В фокальной области акустического пучка помещался прозрачный образец (3) из полидиметилсилоксана размером $20 \times 20 \times 23 \text{ мм}^3$. Плотность материала была равна $\rho = 0.98 \text{ г/см}^3$, сдвиговый модуль $\mu = 4600 \text{ Па}$, так что расчетная скорость ($c_t = \sqrt{\mu/\rho}$) сдвиговых волн составляла 2.17 м/с. Скорость и коэффициент поглощения продольной волны измерялись экспериментально и оказались равными: $c_l = 980 \text{ м/с}$; коэффициент поглощения на частоте 0.96 МГц - $\alpha = 0.06 \text{ см}^{-1}$ и $\alpha = 0.09 \text{ см}^{-1}$ на частоте 1.8 МГц.

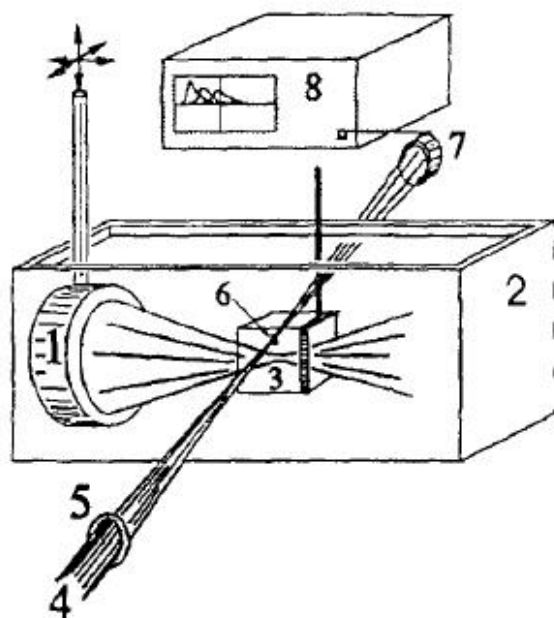


РИС.6 Схема экспериментальной установки по возбуждению и регистрации сдвиговых возмущений

В качестве схемы регистрации волны сдвига была выбрана следующая. Луч (4) гелий-неонового лазера фокусировался линзой (5) на край одной из частиц (6), находящихся в толще образца (3) так, чтобы лазерная перетяжка была частично перекрыта указанной частицей. Проходящая часть светового пучка попадала на фотодиод (7), выходной электрический сигнал которого был пропорционален падающей световой мощности.

При прохождении сдвиговой волны частица смещалась, открывая или закрывая лазерную перетяжку, т.е. выступала в роли затвора.

Возникающий соответствующий сигнал фотодиода подавался на запоминающий осциллограф (8). Путем смещения образца как целого предварительно была проведена калибровка системы регистрации, которая показала, что электрическое напряжение на фотодиоде пропорционально сдвигу частиц среды.

На рис.7 (слева) приведена осциллограмма, содержащая профили сигналов на нескольких расстояниях от акустической оси сфокусированного пучка продольного импульса с высокочастотным заполнением, а справа изображены кривые, рассчитанные на основе упрощенной теоретической модели. Параметры акустического импульса были следующими: частота заполнения 1.8 МГц, длительность прямоугольной огибающей 100 мкс, мощность 45 Вт. Максимальная амплитуда и минимальная задержка сигнала соответствует измерениям на оси. Сдвиговая волна представляла собой одиночный монополярный импульс с характерной длительностью порядка 1 мс, причем фронт его был более крутой, чем спад. Направление смещений совпадало с направлением распространения возбуждающей (продольной) волны. При увеличении поперечной координаты задержка сигнала увеличивалась, амплитуда уменьшалась, а форма менялась незначительно.

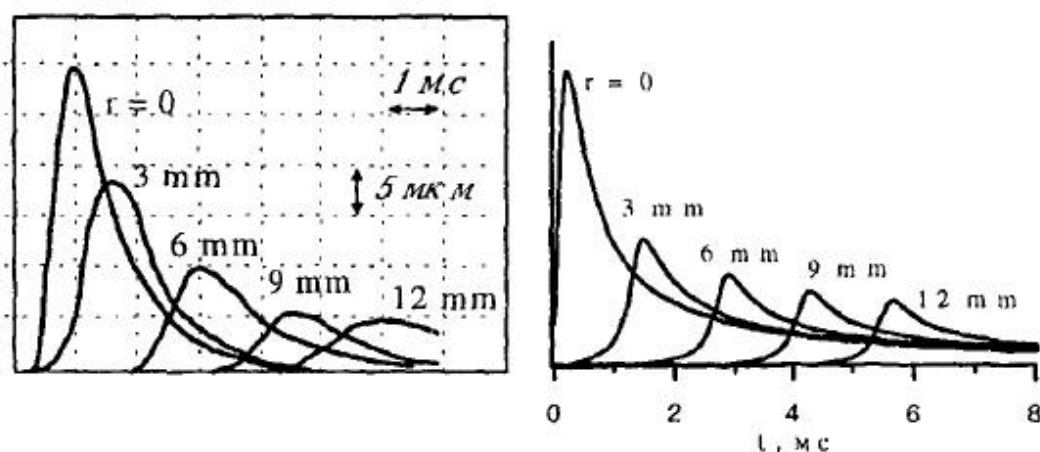


РИС.7 Экспериментальные и теоретические профили сдвиговой волны. Цифрами у кривых указано расстояние от оси акустического пучка продольных волн.

Для двух частот ультразвука была измерена задержка времени прихода максимума волны в зависимости от поперечной координаты r . Был построен соответствующий график и оказалось, что экспериментальные точки имеют характерный V-образный вид с

минимумом при $\tau=0$. Т.к. модуль сдвига в образце был всюду одинаков, то «крылья» кривой очень близки к прямым, наклон которых позволяет определить скорость сдвиговой волны. Она оказалась равной (2 ± 0.2) м/с, что соответствует ее теоретическому значению. Сама возможность измерения таких кривых позволяет определить как абсолютные значения, так и пространственные изменения модуля сдвига.

Были проведены также измерения зависимости амплитуды сдвиговой волны от длительности возбуждающего ее акустического импульса с высокочастотным заполнением. Было обнаружено, что при небольших длительностях импульса, амплитуда смещения в возбуждаемой сдвиговой волне пропорциональна длительности огибающей.

В П.3.2 развивается теоретическая модель, позволившая рассчитать пространственно-временные характеристики возбуждаемой сдвиговой волны (пространственные профили волны показаны на рис.7 справа).

В П.3.3 проводятся теоретические оценки возможности генерации сдвиговых волн за счет радиационного давления, возникающего при поглощении в среде одиночного акустического видеоимпульса. Радиационное давление, оказываемое таким импульсом, может быть усилено применением импульса с ударным фронтом. Действительно, из-за наличия ударного фронта резко возрастает поглощение волны, и, следовательно, передача количества движения от импульса среде.

Полагая, что все поглощение волны происходит на ударном фронте акустического импульса, получена оценка амплитуды смещения сдвиговой волны: $U_{\max} = a \varepsilon p^3 / 24 \rho_0^3 c_l^5 c_t$.

Важно, что амплитуда сдвиговой волны сильно зависит от пикового давления ударного импульса: $U_{\max} \sim p^3$. поэтому увеличением амплитуды скачка давления на ударном фронте можно резко усилить эффект возбуждения сдвиговой волны.

Полагая радиус акустического пучка $a = 0.5$ мм, пиковое давление ударного импульса $p = 3 \cdot 10^7$ Па, скорость продольных волн

$c_l = 10^3$ м/с, скорость сдвиговых волн $c_t = 3$ м/с, параметр акустической нелинейности среды $\epsilon = 4$ и плотность $\rho = 10^3$ кг/м³, получим $U_{\max} = 1$ мкн. Эта оценка была подтверждена экспериментально, что описано в следующем параграфе данной главы.

П.3.4 посвящен экспериментальному возбуждению сдвиговых волн в толще среды за счет радиационного давления, создаваемого при поглощении в среде акустического видеоимпульса с ударным фронтом. Схема экспериментальной установки была такая же как и в П.3.1, за исключением того, что мощный фокусированный пучок продольных волн генерировался оптоакустическим способом (П.2.3). Оптоакустический преобразователь создавал, за счет сферической формы поверхности стеклянной подложки, фокусированные акустические видеоимпульсы, пиковое давление которых в фокусе составляло 200-400 атм. Форма импульса в фокусе регистрировалась калиброванным игольчатым гидрофоном и показана на рис.8.

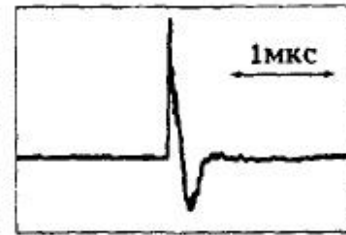


РИС.8 Форма продольного видеоимпульса

Типичные осциллограммы фотодиода показаны на рис.9.

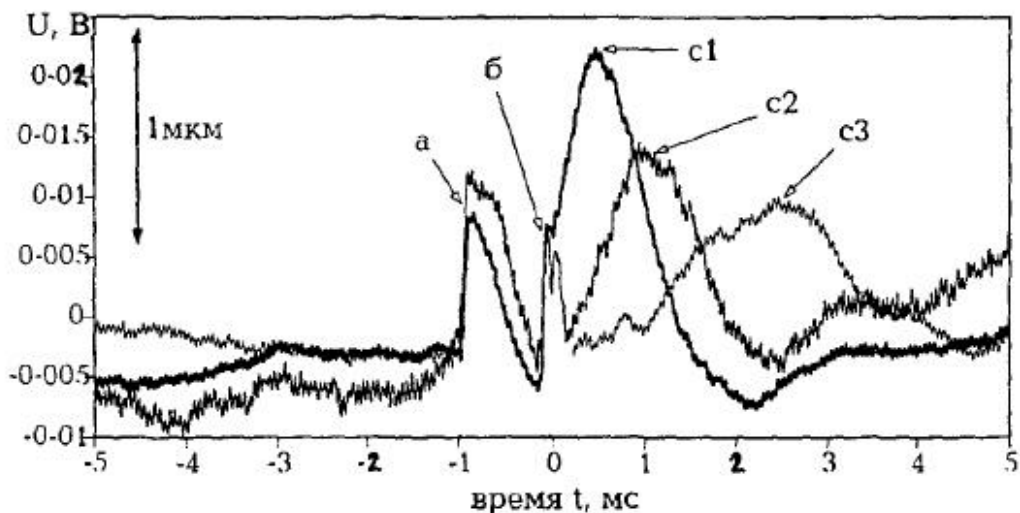


РИС.9 Осциллограммы 3^х сигналов фотодиода. Время $t=0$ соответствует моменту прихода продольного видеоимпульса в образец, пики а - засветка лампой накачки лазера, б - засветка мощным лазерным импульсом, с1, с2 и с3 - временные профили поперечной волны на 3^х расстояниях от оси акустического пучка.

Так же как в П.3.1 по задержке прихода максимума сдвиговой волны была определена скорость волны, по величине которой был найден модуль сдвига среды.

В приложениях даны тексты написанных программ, используемых в диссертации: 1) программы по считыванию данных с цифрового осциллографа TDS-520A Tektronix на персональный компьютер и 2) программы по расчету эволюции акустического импульса с ударным фронтом в среде с релаксацией.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

1. Развита новый асимптотический спектральный метод и разработан численный алгоритм, позволяющий с высокой точностью описывать нелинейные волны с разрывами с помощью небольшого количества гармоник.
2. На основе развитого метода численно исследованы особенности нелинейной эволюции одиночного импульса с ударным фронтом в релаксирующей среде. Показано, при распространении фронт импульса сохраняет свою ударную структуру, однако величина скачка давления на фронте уменьшается. Появляется характерный «горб» в профиле волны за фронтом, при этом временная задержка между максимумом сигнала и фронтом существенно зависит от параметров сигнала и среды.
3. Предложен метод диагностики времени и силы релаксации жидкостей, основанный на сравнении рассчитанных и измеренных характеристик импульса с ударным фронтом, прошедшего через слой среды. Показано, что в качестве таких параметров могут быть использованы отношение скачка давления на ударном фронте к пиковому давлению сигнала и временная задержка между фронтом и максимумом сигнала.

4. Экспериментально подтверждена работоспособность предложенного метода диагностики параметров среды с релаксацией. Мощные акустические импульсы возбуждались оптоакустическим способом, в качестве релаксирующей среды использовалась уксусная кислота. По экспериментальным данным и результатам численного моделирования рассчитаны время и сила релаксации и их температурные коэффициенты. Результаты находятся в хорошем соответствии с литературными данными.

5. Впервые экспериментально зарегистрирован эффект генерации сдвиговых волн в резиноподобной среде под действием радиационного давления, возникающего при поглощении амплитудно-модулированных квазигармонических продольных волн.

6. В результате проведенного исследования обнаруженного эффекта при частотах, интенсивностях и экспозициях, типичных для диагностического ультразвука показано, что амплитуда сдвигового смещения вблизи фокуса ультразвукового пучка может составить десятки микрон. Тем самым экспериментально подтверждена реализуемость метода А.П.Сарвазяна ультразвуковой диагностики сдвигового модуля в толще биологической ткани.

7. Развита теоретическая модель возбуждения поперечных волн в фокусе акустического пучка продольных волн. Найдено аналитическое выражение для функции импульсного отклика, позволяющее рассчитывать пространственно-временные характеристики поперечной волны на основе параметров исходной продольной волны.

8. Экспериментально обнаружен эффект генерации сдвиговых волн в резиноподобной среде коротким видеоимпульсом за счет нелинейного механизма диссипации на его ударном фронте. Теоретически показано, что при использовании видеоимпульсов с ударным фронтом эффективность генерации существенно повышается. Амплитуда сдвиговой волны пропорциональна кубу давления за ударным фронтом продольной волны.

Основные результаты диссертации опубликованы в следующих работах:

- 1) Пищальников Ю.А., Сапожников О.А., Хохлова В.А. "Модификация спектрального подхода к описанию нелинейных акустических волн с разрывами", Акуст. журн., 1996, том 42, N 3, с. 412-417.
- 2) V.Andreev, V.Dmitriev, Yu.Pischal'nikov, O.Rudenko, O.Sapozhnikov, and A.Sarvazyan, «Excitation of shear wave within the thickness of rubber-like material by focused longitudinal wave». In: Nonlinear Acoustics In Perspective, Nanjing University Press, 1996, p. 457-462.
- 3) Yu.A.Pischal'nikov and O.A.Sapozhnikov "Laser Excitation of Powerful Acoustic Pulses Using Optical Breakdown Effect", Abstract of the Second International Scientific School-Seminar "Dynamic and Stochastic Wave Phenomena", N.Novgorod,1994, p.103.
- 4) Андреев В.Г., Дмитриев В.Н., Пищальников Ю.А., Руденко О.В., Сапожников О.А., Сарвазян А.П. "Наблюдение сдвиговой волны, возбужденной с помощью фокусированного ультразвука в резиноподобной среде", Акуст. журн., 1997, том43, N2, с. 149-155.
- 5) Андреев В.Г., Пищальников Ю.А., Сапожников О.А., Хохлова В.А. "Эволюция мощного акустического импульса с ударным фронтом в среде с релаксацией", Тр. V Всероссийской школы-семинара "Волновые явления в неоднородных средах", Москва, 1996, с. 62-63.
- 6) O.A.Sapozhnikov, V.G.Andreev, V.A.Khokhlova, Yu.A.Pischal'nikov, and R.O.Cleveland "Propagation of intense acoustic pulses with shocks in relaxing fluids", JASA, 1996, V.100, No.4, Pt. 2, p. 2591.
- 7) V.Andreev, Yu.Pishalnikov, O.Rudenko, O.Sapozhnikov, V.Dmitriev, and A.Sarvazyan. «Excitation of shear waves inside of rubberlike material by focused ultrasound» , JASA, 1996, V.100, No.4, Pt. 2, p. 2647.
- 8) V.Andreev, V.Khokhlova, Yu.Pischal'nikov, and O.Sapozhnikov "Propagation of powerful acoustic pulse with shock front in relaxing liquids", Proc. of EAA Symp. on Hydroacoustics and Ultrasonics, ed. by A.Stepnowski and E.Kozaczka, Technical University of Gdansk, 1997, pp. 287-292.