

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
им. М.В. ЛОМОНОСОВА

Физический факультет

На правах рукописи

УДК 534.2:

534.1./2 : 534.7

Шмелев Андрей Александрович

**АКУСТИЧЕСКАЯ ТОМОГРАФИЯ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ
НЕЛИНЕЙНЫХ ПАРАМЕТРОВ РАССЕИВАТЕЛЯ НА ОСНОВЕ
ЭФФЕКТОВ ТРЕТЬЕГО ПОРЯДКА**

Специальность: 01.04.06 – акустика

А в т о р е ф е р а т
диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва – 2011

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

Научный руководитель: доктор физико-математических наук,
профессор БУРОВ Валентин Андреевич

Официальные оппоненты: доктор физико-математических наук,
главный научный сотрудник
КУЗЬКИН Венедикт Михайлович
ИОФ РАН имени А. М. Прохорова

кандидат физико-математических наук,
доцент ДЕМИН Игорь Юрьевич,
ННГУ имени Н.И. Лобачевского

Ведущая организация: Акустический институт имени Н.Н. Андреева

Защита диссертации состоится “ 22 ” декабря 2011 г. в 16.00 часов на заседании Совета Д.501.001.67 в МГУ имени М.В. Ломоносова по адресу: 119992, г. Москва, ГСП-2, Ленинские Горы, МГУ, физический факультет, Центральная физическая ауд. им. Р.В. Хохлова

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

Автореферат разослан “ 21 ” ноября 2011 г.

Ученый секретарь
Специализированного Совета Д.501.001.67
кандидат физико-математических наук

А.Ф. КОРОЛЕВ

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

Рост числа онкологических заболеваний требует развития современных достоверных методов диагностики и лечения. Одним из наиболее распространенных видов онкологических заболеваний в последнее время является рак молочных желез у женской половины населения. Статистически риску заболевания в различных странах подвержено от 10% до 40% женщин разных возрастов. Вероятность излечения и, как следствие, избежание летального исхода, сильно зависит от стадии, на которой данное заболевание обнаруживается. Минздрав многих стран настоятельно рекомендуют проведение ежегодной целевой диспансеризации женского населения с целью раннего выявления заболеваний молочных желез, в связи с этим, необходимо иметь доступные и, в тоже время, надежные способы диагностики патологий на ранней стадии.

Наиболее эффективными видами диагностики, имеющие широкое применение в медицине, являются компьютерная томография, основанная на многоракурсном рентгеновском облучении малой интенсивности, и ЯМР томография. Несмотря на высокую информативность, данные методы (особенно последний) представляют собой сложные исследования, требующие дорогостоящего оборудования и высочайшей квалификации медперсонала, к тому же, проникающее излучение, применяющееся при компьютерной томографии, может стимулировать появление и рост раковых клеток и стать причиной прогрессии заболевания. Небезопасность, сложность и дороговизна применения не позволяет использовать данные методы для целей общей плановой диспансеризации всего населения.

В тоже время, ультразвуковые исследования, имеющие широкое и очень значимое применение в различных областях медицины, являются относительно недорогими, простыми в применении и безопасными методами диагностики. Существенным недостатком применяемых в настоящее время УЗ методов, основанных в большинстве случаев на приближении линейной акустики, является их сравнительно малая информативность для диагностики онкологических заболеваний, поскольку патологические изменения слабо сказываются на изменении линейных акустических характеристик биологических тканей. Однако нелинейный акустический параметр, в последнее время вызывающий растущий

интерес в ультразвуковых исследованиях, является потенциально очень ценной для диагностики различных заболеваний характеристикой ткани. Так, если относительное изменение значений линейных параметров (скорости звука, плотности, поглощения) для здоровой и больной ткани составляет в среднем 1-5%, то относительное изменение нелинейного параметра для тех же тканей составляет 9-20%, что свидетельствует о значительно большей диагностической информативности нелинейного параметра по сравнению с линейными характеристиками биологических тканей.

Однако, несмотря на достижения многих исследовательских групп, в настоящее время не существует томографических систем, применимых для целей медицинской диагностики, способные восстановить пространственное распределение количественных значений нелинейного параметра. Информация именно о количественных значениях восстанавливаемых характеристик может позволить не только достоверно свидетельствовать о наличии заболевания, но и классифицировать его. Таким образом, восстановление распределения количественных значений нелинейного параметра является актуальной и очень важной для медицины задачей на сегодняшний день.

Нелинейные акустические эффекты разделяются по порядку малости на эффекты второго, третьего и т.д. порядков. Большинство работ, посвященных исследованию нелинейных эффектов, применимых в медицине, ограничиваются вторым порядком. Поэтому нелинейные акустические эффекты третьего порядка изучены к настоящему моменту довольно слабо, однако их учет может дать дополнительную информацию об исследуемых объектах. Следовательно, исследование нелинейных акустических эффектов третьего, как и более высоких порядков, актуально не только в фундаментальном смысле, но и для их практического применения.

Цели и задачи.

Основная **цель работы** заключалась в разработке и создании томографической системы, основанной на нелинейном акустическом эффекте взаимодействия трех неколлинеарных кодированных первичных волн, способной восстановить пространственное распределение количественных значений нелинейных акустических параметров исследуемых объектов. Эффект взаимодействия трех акустических волн относится к нелинейным эффектам третьего порядка малости, мало изученным в настоящее время в литературе.

Таким образом, в рамках указанной цели решались следующие конкретные задачи:

1. Теоретическое исследование свойств нелинейного эффекта взаимодействия трех неколлинеарных акустических волн, результатом которого является возникновение комбинационных волн третьего порядка с частотами $\Omega_{\pm\pm} = \omega_1 \pm \omega_2 \pm \omega_3$, где $\omega_1, \omega_2, \omega_3$ – характерные частоты первичных волн. Выявление всех механизмов формирования вторичных источников, отвечающих за рождение этих комбинационных волн.

2. Оценка возможности использования упомянутого эффекта для целей томографии распределения нелинейных акустических параметров с помощью анализа вкладов различных вторичных источников в сигнал комбинационных волн третьего порядка.

3. Разработка схемы томографии распределения численных значений нелинейных акустических параметров, основанной на эффекте взаимодействия трех неколлинеарных первичных волн, две из которых являются кодированными по псевдослучайному закону. В качестве регистрируемых информативных сигналов используются комбинационные сигналы третьего порядка.

4. Численное моделирование процесса томографии на основе предложенной схемы, включающее в себя решение прямой задачи синтеза комбинационного сигнала третьего порядка при рассеянии трех первичных кодированных акустических волн на модельных объектах, и последующее восстановление этих объектов с помощью разработанной схемы томографии.

5. Разработка зеркальной акустической системы, позволяющей преобразовать поле от небольшого цилиндрического преобразователя в однородный “двумерный” пучок с плоским фронтом большой протяженностью (~10 см) по ширине и небольшой (~2 см) по толщине.

6. Конструирование прототипа разработанной томографической системы, способной восстанавливать структуры объектов, линейные размеры которых близки к размерам исследуемых в медицинской практике объектов (~10 см). Осуществление зеркальной системы, которая позволяет получить область пересечения “двумерных” пучков достаточно больших апертур с плоскими фронтами с использованием цилиндрических излучателей.

7. Проведение экспериментов по восстановлению распределения нелинейных параметров реальных биологических объектов, свидетельствующих о возможности томографии на основе нелинейных неколлинеарных акустических эффектов третьего порядка.

Научная новизна работы

1. Проведено детальное теоретическое исследование нелинейных акустических эффектов третьего порядка, а также нелинейных эффектов двукратного взаимодействия второго порядка, заключающихся в двух последовательных актах взаимодействия, каждый из которых относится к нелинейным эффектам второго порядка. Рассмотрен случай взаимодействия трех неколлинеарных акустических волн в нелинейной среде, результатом которого является рождение комбинационных волн третьего порядка.

2. Предложен единственно возможный однозначный метод разделения эффектов чисто третьего порядка и двукратного взаимодействия второго порядка на основе локальности формирования источников этих эффектов.

3. Предложен метод томографии нелинейных акустических параметров, использующий неколлинеарные нелинейные акустические эффекты третьего порядка.

4. Проведены эксперименты по восстановлению распределения нелинейного параметра реальных биологических объектов, доказывающие возможность использования неколлинеарных нелинейных акустических эффектов третьего порядка для целей медицинской томографии.

Практическая значимость работы

1. Проведенный детальный теоретический анализ нелинейных акустических эффектов третьего порядка может быть полезным для последующих исследований, направленных на изучение нелинейных акустических процессов выше второго порядка малости.

2. Предложенная зеркальная система, состоящая из двух конических зеркал, может быть применима в различных ультразвуковых системах для получения достаточно однородного “двумерного” пучка с плоским фронтом с помощью цилиндрических излучателей, что избавляет от необходимости разработки и изготовления дорогостоящих и сложных в реализации плоских преобразователей большой апертуры.

3. Предложенный метод томографии может быть использован для различных видов диагностики в медицине. Существенное преимущество данного

метода заключается в возможности расположения всех излучателей и приемника с одной стороны (в секторе меньше 180°) от исследуемого объекта, что позволяет проводить исследование не только молочных желез, где существует относительная свобода расположения элементов приемо-излучающей системы и объекта, но и ряда других внутренних органов человека, где такая свобода отсутствует

Положения, выносимые на защиту.

1. Признак локальности формирования нелинейных вторичных источников третьего порядка позволяет провести однозначное разделение эффектов чисто третьего порядка и эффектов двукратного взаимодействия второго порядка.

2. Использование нелинейных эффектов чисто третьего порядка для целей акустической томографии реально возможно только на основе неколлинеарных схем.

3. Использование концентрических конических зеркал позволяет преобразовать фронт волны, порождаемый цилиндрическим преобразователем, в достаточно однородный “двумерный” пучок с плоским фронтом протяженного (вдоль одного направления) сечения.

4. Восстановление пространственного распределения количественных значений нелинейных параметров биологических тканей возможно на основе эффекта взаимодействия трех первичных волн, две из которых являются кодированными с широким спектром.

Достоверность полученных в работе результатов подтверждается данными численных и физических экспериментов.

Апробация работы

Вошедшие в диссертацию результаты докладывались на основных профильных российских и международных конференциях последних лет: на IX Всероссийской школе - семинаре «Волновые явления в неоднородных средах» (Звенигород, Моск. обл., 2007), на международном симпозиуме по нелинейной акустике ISNA 18 (Стокгольм, 2008), на XX и XXII сессиях Российского акустического общества (Москва, 2008, 2010), на научно-практической конференции «III Евразийский конгресс медицинская физика» (Москва, 2009), на международном симпозиуме по акустической визуализации Acoustical Imaging 30 (Монтерей, 2009), на Международной конференции студентов, аспирантов и молодых учёных «Ломоносов 2010» (Москва, 2010), а также обсуждались на

научных семинарах кафедры акустики физического факультета МГУ и Акустического института имени академика Н.Н. Андреева.

Работа выполнена при поддержке грантов Президента РФ № НШ-4590.2010.2, № МК-2041.2011.5, грантов РФФИ № 10-02-00636а и гранта Правительства Российской Федерации № 2010-220-01-077, договор № 11.G34.31.0005.

Публикации

Основные результаты диссертации изложены в 9 опубликованных печатных работах и одной работы, принятой в печать в первом номере Акустического Журнала 2012 г, список публикаций приводится в конце автореферата.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения и списка цитируемой литературы из 100 наименований. Общий объем работы составляет 141 страницу, включающих 39 рисунков.

Личный вклад автора

Все изложенные в диссертационной работе оригинальные результаты получены автором лично, либо при его непосредственном участии.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность темы диссертационной работы, излагается современное состояние проблемы, формулируется общая постановка задачи.

В первой главе представлен обзор литературы, посвященный определению нелинейных акустических параметров, их ценности для ультразвуковой медицинской диагностики, а также методам их измерения. Нелинейный акустический параметр второго порядка ε_2 отвечает за квадратичный член при разложении уравнения состояния в ряд Тейлора. Этот нелинейный параметр, часто обозначаемый в литературе как B/A ($\varepsilon_2 = \frac{1}{2}B/A + 1$, где $A = \frac{\rho_0}{P_0}c^2$,

$$B = \frac{\rho_0^2}{P_0} \left(\frac{\partial^2 P}{\partial \rho^2} \right)_{\rho=\rho_0}, \quad \rho, \rho_0 - \text{мгновенная и невозмущенная плотность, } P, P_0 -$$

мгновенное и невозмущенное давление, c – фазовая скорость звука) помогает количественно оценить нелинейные акустические эффекты второго порядка, такие как, например, генерация второй гармоники и комбинационных волн

разностной и суммарной частот. Высокая чувствительность параметра ε_2 к патологическим изменениям ткани свидетельствует о большом потенциале использования этого параметра для медицинской диагностики, поскольку относительное изменение значений нелинейного параметра в больной ткани, по сравнению со здоровой, существенно превышает изменение её линейных характеристик [1–3].

Однако, несмотря на высокую информативность этого параметра, до сих пор не существует томографических систем, применимых для целей медицинской диагностики, способных восстановить пространственное распределение количественных значений параметра $\varepsilon_2(\mathbf{r})$. В работах [4, 5] на основе волнового подхода предложена схема томографии с малым числом преобразователей (двух излучателей и одного приемника), использующая нелинейный эффект взаимодействия двух неколлинеарных кодированных первичных волн. Кодировка позволяет, регистрируя рассеянные комбинационные волны, восстановить конечную область пространственного спектра $\tilde{\varepsilon}_2(\mathbf{K})$ исследуемого объекта в результате всего одного эксперимента; здесь \mathbf{K} – вектор пространственной частоты. Однако такая схема не дает возможности восстановить пространственный спектр $\tilde{\varepsilon}_2(\mathbf{K})$ вблизи нулевых пространственных частот, поскольку, вследствие законов сохранения импульса и энергии, при неколлинеарном взаимодействии первичных волн образуется “дефицит” волнового вектора, и рождение комбинационной волны происходит только лишь в том случае, если этот дефицит восполняется за счет соответствующей компоненты пространственного спектра $\tilde{\varepsilon}_2(\mathbf{K})$. Другими словами, предложенная схема не позволяет восстановить количественные значения параметра $\varepsilon_2(\mathbf{r})$, а дает информацию лишь о пространственных неоднородностях распределения $\varepsilon_2(\mathbf{r})$, что требует проведения дополнительной серии экспериментов при малых углах взаимодействия первичных волн для восстановления (путем операций экстраполяции) полной картины объекта. Несмотря на такой существенный недостаток, работы [4, 5] сделали качественный скачок в задачах томографии нелинейного параметра, показав потенциальные возможности применения кодированных широкополосных первичных сигналов.

Присутствие во взаимодействии третьей первичной волны позволяет устранить данный недостаток, т.к. волновой вектор третьей волны может восполнить упомянутый “дефицит” волнового вектора, обусловленный законами

сохранения. Взаимодействие трех акустических волн относится к нелинейным акустическим эффектам третьего порядка, изученным на сегодняшний день достаточно слабо. При их описании необходимо рассматривать разложение уравнения состояния до кубического члена, за который отвечает нелинейный параметр третьего порядка ε_3 , или, как встречается в некоторой части литературы, C/A ; здесь $\varepsilon_3 = \frac{1}{6}C/A$, $C = \frac{\rho_0^3}{P_0} \left(\frac{\partial^3 P}{\partial \rho^3} \right)_{\rho=\rho_0}$. Диагностическая ценность параметра ε_3 пока не изучена, однако предполагается, что по информативности он не уступает параметру ε_2 .

Для изучения нелинейных акустических эффектов третьего порядка, априорно необходимо знать вид не только первичных полей, но и рассеянных полей в результате нелинейных эффектов второго порядка, поэтому в первой главе особое внимание уделяется детальному описанию эффекта образования комбинационных волн при взаимодействии двух первичных волн.

Вторая глава посвящена теоретическому исследованию свойств нелинейных акустических эффектов третьего порядка с целью создания томографической системы, основанной на нелинейном взаимодействии трех первичных волн. В §2.1 проводится детальный анализ нелинейных эффектов третьего порядка. Используя в качестве исходной систему уравнений, описывающих распространение акустических волн в скалярных непоглощающих средах (уравнения Эйлера, движения и состояния) можно получить волновое уравнение для акустического давления $p = P - P_0$ (P – полное давление, $P_0 \equiv \text{const}$ – невозмущенное давление) с точностью до третьего порядка малости:

$$\nabla^2 p - \frac{1}{c_0^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = F_0 + Q; \quad (1)$$

задача рассматривается в приближении постоянства фазовой скорости $c_0 \equiv \text{const}$, F_0 – источники первичных волн, Q – нелинейные вторичные источники, которые удалось разделить на источники, отвечающие за нелинейные эффекты второго $Q^{(II)}$ и третьего $Q^{(III)}$ порядков. Выяснилось, что нелинейные источники $Q^{(III)}$ разделяются на источники чисто третьего порядка $Q^{(3)}$ и источники двукратного взаимодействия второго порядка $Q^{(2 \times 2)}$, последние появляются в результате двух актов взаимодействия, каждый из которых относится к нелинейным эффектам

второго порядка. Однозначное разделение этих источников, как оказалось, возможно только по признаку локальности формирования этих источников: источники $Q^{(3)}$ имеют локальный характер, а источники $Q^{(2 \times 2)}$ – нелокальный, т.к. образуются в результате двух последовательных актов взаимодействия в разных областях пространства. Вследствие нелокальности источников $Q^{(2 \times 2)}$, их использование для целей количественной томографии распределения нелинейных параметров сложно, что свидетельствует о мешающем вкладе этих источников в рассеянное поле третьего порядка в рассматриваемой задаче.

Далее в §2.2 рассматривается случай взаимодействия трех монохроматических волн с частотами $\omega_1, \omega_2, \omega_3$ и анализируется процесс образования комбинационных волн третьего порядка с частотами $\Omega_{\pm\pm} = \omega_1 \pm \omega_2 \pm \omega_3$. При этом источники $Q^{(3)}$, отвечающие за излучение комбинационных волн третьего порядка, были разделены на 3 основные части по физическому смыслу: физические источники $Q_{\text{phys}}^{(3)}$, обусловленные нелинейностью среды, в них содержится информация о распределении комбинированного нелинейного параметра $\varepsilon'_3(\mathbf{r}) \equiv \{2(\varepsilon_2(\mathbf{r}) - 1) - \varepsilon_3(\mathbf{r})\}$; геометрические источники $Q_{\text{geom}}^{(3)}$, обусловленные нелинейностью уравнений непрерывности и движения, они не содержат никакой информации о нелинейных характеристиках среды; и физико-геометрические (или смешанные) источники $Q_{\text{phys-geom}}^{(3)}$, т.е. те, которые появляются в результате и нелинейности среды, и гидродинамических уравнений, – эти источники содержат информацию о нелинейном параметре $\varepsilon_2(\mathbf{r})$, однако, в виду сложности процесса формирования этих источников, использование их для целей томографии крайне затруднительно.

Таким образом, при нелинейном взаимодействии трех первичных волн, за излучение комбинационных волн с частотами $\Omega_{\pm\pm} = \omega_1 \pm \omega_2 \pm \omega_3$ отвечают источники $Q_{\text{phys}}^{(3)}, Q_{\text{geom}}^{(3)}, Q_{\text{phys-geom}}^{(3)}, Q^{(2 \times 2)}$, причем, информативными для целей томографии распределения нелинейных параметров являются только лишь источники $Q_{\text{phys}}^{(3)}$, создающие поля $p_{\pm\pm\text{phys}}^{(3)}$, используемые далее для восстановления распределения нелинейного параметра

$\varepsilon'_3(\mathbf{r}) \equiv \{2(\varepsilon_2(\mathbf{r}) - 1)^2 - \varepsilon_3(\mathbf{r})\}$. Все остальные источники создают комбинационные поля, вносящие мешающий вклад в информативное поле $p_{\pm\pm\text{phys}}^{(3)}$.

Далее во внимание принимаются только лишь информативные источники $Q_{\text{phys}}^{(3)}$ и проводится анализ комбинационного поля давления $p_{\pm\pm\text{phys}}^{(3)}$. С этой целью используется комплексная запись действительных монохроматических первичных сигналов $p_j(\mathbf{r}, t) = \frac{1}{2}[p_{j(C)}(\mathbf{r})\exp(-i\omega_j t) + p_{j(C)}^*(\mathbf{r})\exp(i\omega_j t)]$, где $j=1,2,3$; комбинационных сигналов $p_{\pm\pm\text{phys}}^{(3)}(\mathbf{r}, t) = \frac{1}{2}[p_{\pm\pm\text{phys}(C)}^{(3)}(\mathbf{r})\exp(-i\Omega_{\pm\pm} t) + (p_{\pm\pm\text{phys}(C)}^{(3)}(\mathbf{r}))^* \exp(i\Omega_{\pm\pm} t)]$ и комбинационных источников $Q_{\text{phys}}^{(3)}(\mathbf{r}, t) = \frac{1}{2}[Q_{\text{phys}(C)}^{(3)}(\mathbf{r})\exp(-i\Omega_{\pm\pm} t) + (Q_{\text{phys}(C)}^{(3)}(\mathbf{r}))^* \exp(i\Omega_{\pm\pm} t)]$; здесь индекс (C) говорит о комплексном характере величины. Уравнение, описывающее поле давления рассеянных комбинационных волн третьего порядка, записывается в следующем виде:

$$\begin{aligned} \left[\nabla^2 + \frac{\Omega_{\pm\pm}^2}{c_0^2} \right] p_{\pm\pm\text{phys}(C)}^{(3)}(\mathbf{r}) &= Q_{\text{phys}(C)}^{(3)}(\mathbf{r}) = \\ &= -\frac{3}{2\rho_0^2 c_0^6} \Omega_{\pm\pm}^2 \varepsilon'_3(\mathbf{r}) p_{1(C)}(\mathbf{r}) p_{2(C)}^*(\mathbf{r}) p_{3(C)}^*(\mathbf{r}) \end{aligned} \quad (2)$$

В правой части уравнения (2) знак сопряжения * величин p_2 и p_3 указан в скобках, поскольку он относится только к случаю знака “минус” перед соответствующей частотой $\Omega_{\pm\pm} = \omega_1 \pm \omega_2 \pm \omega_3$. Решение уравнения (2) записывается в виде:

$$\begin{aligned} p_{\pm\pm\text{phys}(C)}^{(3)}(\mathbf{y}) &= \\ &= \int_{\mathfrak{R}} G_{\pm\pm}^0(\mathbf{y} - \mathbf{r}) \left(-\frac{3}{2\rho_0^2 c_0^6} \Omega_{\pm\pm}^2 \varepsilon'_3(\mathbf{r}) \right) p_{1(C)}(\mathbf{r}) p_{2(C)}^*(\mathbf{r}) p_{3(C)}^*(\mathbf{r}) d\mathbf{r}, \end{aligned} \quad (3)$$

где \mathbf{y} определяет точку наблюдения, \mathfrak{R} – область взаимодействия первичных волн. Функция Грина $G_{\pm\pm}^0(\mathbf{y} - \mathbf{r})$ для частоты $\Omega_{\pm\pm}$ и однородной безграничной фоновой среды со скоростью звука $c = c_0$ имеет в приближении дальнего поля вид

$$G_{\pm\pm}^0(\mathbf{y} - \mathbf{r}) \approx G_{\pm\pm}^0(\mathbf{y}) \exp(-i\mathbf{k}_{\pm\pm} \mathbf{r}), \quad \text{где } \mathbf{k}_{\pm\pm} \equiv \left(\Omega_{\pm\pm} / c_0 \right) \frac{\mathbf{y}}{|\mathbf{y}|} - \text{волновой вектор}$$

рассеянной волны на соответствующей комбинационной частоте $\Omega_{\pm\pm}$. В случае томографируемого объекта, однородного по своим линейным параметрам, и неоднородного только по нелинейным параметрам, подстановка в правую часть (3) выражений для комплексных амплитуд первичных плоских волн $p_{1(C)}(\mathbf{r}) = p_{01} \exp(i\mathbf{k}_1\mathbf{r})$, $p_{2(C)}(\mathbf{r}) = p_{02} \exp(i\mathbf{k}_2\mathbf{r})$, $p_{3(C)}(\mathbf{r}) = p_{03} \exp(i\mathbf{k}_3\mathbf{r})$ приводит для дальнейшей зоны к соотношению:

$$p_{\pm\pm\text{phys}(C)}^{(3)}(\mathbf{y}) = -\frac{3}{2\rho_0^2 c_0^6} \Omega_{\pm\pm}^2 p_{01} p_{02}^{(*)} p_{03}^{(*)} G_{\pm\pm}^0(\mathbf{y}) \tilde{\varepsilon}'_3(\mathbf{K}_{\pm\pm}),$$

$$\mathbf{K}_{\pm\pm} = \mathbf{k}_{\pm\pm} - (\mathbf{k}_1 \pm \mathbf{k}_2 \pm \mathbf{k}_3), \quad (4)$$

где $\mathbf{K}_{\pm\pm}$ – векторы соответствующих пространственных частот. Таким образом, давление комбинационных волн третьего порядка зависит от амплитуд первичных волн и пространственного спектра $\tilde{\varepsilon}'_3(\mathbf{K}_{\pm\pm})$ нелинейного параметра $\varepsilon'_3(\mathbf{r}) \equiv \{2(\varepsilon_2(\mathbf{r}) - 1)^2 - \varepsilon_3(\mathbf{r})\}$.

Из (4) следует, что при фиксировании направлений и величин волновых векторов \mathbf{k}_1 , \mathbf{k}_2 , \mathbf{k}_3 полей монохроматических излучателей, а также фиксировании направления приёма, т.е. направления волнового вектора регистрируемой рассеянной волны $\mathbf{k}_{\pm\pm} \equiv (\Omega_{\pm\pm}/c_0) \frac{\mathbf{y}}{|\mathbf{y}|}$, восстановление $\tilde{\varepsilon}'_3(\mathbf{K}_{\pm\pm})$

возможно для четырёх векторов пространственной частоты: $\mathbf{K}_{++} = \mathbf{k}_{++} - (\mathbf{k}_1 + \mathbf{k}_2 + \mathbf{k}_3)$, $\mathbf{K}_{+-} = \mathbf{k}_{+-} - (\mathbf{k}_1 + \mathbf{k}_2 - \mathbf{k}_3)$, $\mathbf{K}_{-+} = \mathbf{k}_{-+} - (\mathbf{k}_1 - \mathbf{k}_2 + \mathbf{k}_3)$, $\mathbf{K}_{--} = \mathbf{k}_{--} - (\mathbf{k}_1 - \mathbf{k}_2 - \mathbf{k}_3)$. Важен вопрос о восстановимости нулевой компоненты пространственного спектра $\mathbf{K} = 0$, ответственной за постоянную составляющую функции рассеивателя. При суммарной комбинационной частоте $\Omega_{++} = \omega_1 + \omega_2 + \omega_3$ справедливы соотношения: $|\mathbf{k}_{++}| = (\omega_1 + \omega_2 + \omega_3)/c_0 = |\mathbf{k}_1| + |\mathbf{k}_2| + |\mathbf{k}_3| \geq |\mathbf{k}_1 + \mathbf{k}_2 + \mathbf{k}_3|$, причем равенство $|\mathbf{k}_{++}| = |\mathbf{k}_1 + \mathbf{k}_2 + \mathbf{k}_3|$, означающее возможность обеспечения $\mathbf{K}_{++} = 0$, достигается только при коллинеарном взаимодействии всех трех первичных волн. Для суммарно-разностной частоты $\Omega_{+-} = \omega_1 + \omega_2 - \omega_3$: $|\mathbf{k}_{+-}| = (\omega_1 + \omega_2 - \omega_3)/c_0 = |\mathbf{k}_1| + |\mathbf{k}_2| - |\mathbf{k}_3|$, за счет чего равенство $|\mathbf{k}_{+-}| = |\mathbf{k}_1 + \mathbf{k}_2 - \mathbf{k}_3|$, допускающее значение $\mathbf{K}_{+-} = 0$, может быть обеспечено и

при неколлинеарном взаимодействии (для разностно-суммарной частоты $\Omega_{-+} = \omega_1 - \omega_2 + \omega_3$ и разностно-разностной частоты $\Omega_{--} = \omega_1 - \omega_2 - \omega_3$ ситуация аналогична). Надо отметить, что в нелинейной томографии второго порядка неколлинеарное взаимодействие двух первичных волн возможно лишь в присутствии неоднородности нелинейного параметра среды второго порядка $\varepsilon_2(\mathbf{r})$, поскольку “дефицит” волнового вектора, о котором шла речь ранее, восполняется за счёт вектора \mathbf{K} необходимой пространственной частоты в спектре $\tilde{\varepsilon}_2(\mathbf{K})$ [4]. При взаимодействии же трёх первичных волн этот “дефицит” восполняет волновой вектор третьей первичной волны \mathbf{k}_3 , и рождение комбинационных волн третьего порядка возможно даже в случае среды, однородной по нелинейным характеристикам $\varepsilon_2(\mathbf{r})$ и $\varepsilon_3(\mathbf{r})$.

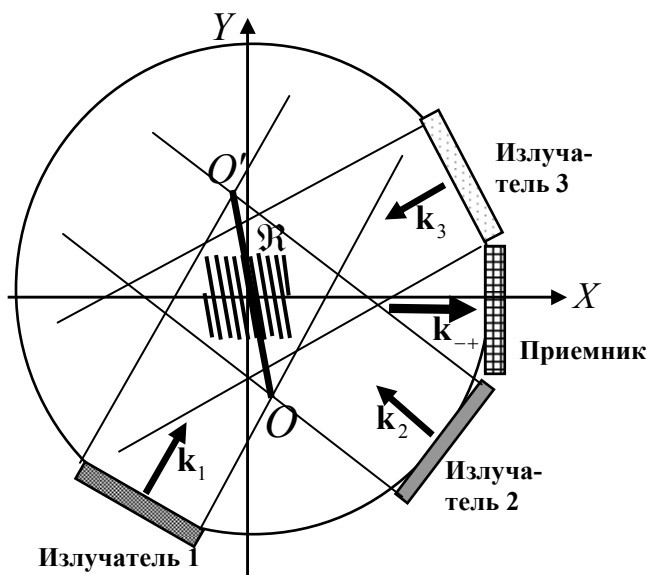


Рис. 1. Модельная схема нелинейной томографии третьего порядка.

Модельная схема, реализующая процесс нелинейной томографии третьего порядка, предложенная в §2.3, изображена на рис. 1. На апертурной окружности располагаются три плоских излучателя (два из которых широкополосные) и плоский широкополосный приёмник. Исследуемый объект находится внутри области пересечения ближних зон всех четырёх преобразователей. На широкополосные излучатели 1 и 2 подаются независимые сигналы,

кодированные известным образом, например, фазоманипулированные $(0, \pi)$ сигналы. Третий преобразователь излучает монохроматическую (при двумерной схеме томографирования) волну. Приемник регистрирует полное поле, являющееся результатом различного по характеру, линейного и нелинейного, рассеяния волн. Таким образом, данная схема построена по принципу схемы, использованной в [4, 5] для томографирования с помощью нелинейных эффектов второго порядка, и конструктивно отличается от нее присутствием третьего монохроматического излучателя.

В качестве информативного сигнала для томографии распределения комбинированного нелинейного параметра $\varepsilon'_3(\mathbf{r}) \equiv \{2(\varepsilon_2(\mathbf{r}) - 1)^2 - \varepsilon_3(\mathbf{r})\}$ используется комбинационный сигнал третьего порядка разносто-суммарной частоты $\Omega_{-+} = \omega_1 - \omega_2 + \omega_3$. Вид поля давления $p_{-+}^{(3)}(\mathbf{y}; t)$ (4) на приемнике с координатой \mathbf{y} можно обобщить на случай использования широкополосных сигналов (с помощью разложения широкополосного сигнала на монохроматические составляющие). Предлагается та же процедура восстановления, которая использовалась в [4, 5]. Она основана на согласованной фильтрации (или эквивалентной ей корреляционной обработке) сигнала $p(\mathbf{y}, t)$, рассеянного сложным нелинейным объектом и регистрируемого приемником с центром в точке \mathbf{y} . Сигналом сравнения, т.е. эталонным откликом $p_\delta(\mathbf{y} | \mathbf{r}; t)$ для точки пространства \mathbf{r} , является предвычисленный комбинационный сигнал в рассматриваемой полосе частот, порождаемый пробным нелинейным рассеивателем $(\varepsilon'_3)_\delta(\mathbf{r}') \sim \delta(\mathbf{r}' - \mathbf{r})$ (нормировочный множитель опущен) и регистрируемый на том же приемнике.

Оценкой рассеивателя $\varepsilon'_3(\mathbf{r})$ служит:

$$\hat{\varepsilon}'_3(\mathbf{r}) = \frac{\int p_\delta^*(\mathbf{y} | \mathbf{r}; t) p(\mathbf{y}, t) dt}{\int p_\delta^*(\mathbf{y} | \mathbf{r}; t) p_\delta(\mathbf{y} | \mathbf{r}; t) dt}. \quad (5)$$

Для оценки уровней сигналов комбинационных волн третьего порядка, создаваемых различными источниками $Q_{\text{phys}}^{(3)}$, $Q_{\text{geom}}^{(3)}$, $Q_{\text{phys-geom}}^{(3)}$, $Q^{(2 \times 2)}$, и, как следствие, оценки возможности томографии нелинейного параметра $\varepsilon'_3(\mathbf{r})$ на основе предложенной схемы, в §2.4 проведено численное моделирование процесса взаимодействия трех монохроматических пучков, частоты и направления распространения которых совпадали с несущими частотами и направлениями первичных волн в описанной схеме. При моделировании рассчитывалась амплитуда поля давления комбинационных волн с частотой $\Omega_{-+} = \omega_1 - \omega_2 + \omega_3$ в зависимости от радиуса области взаимодействия. Полученные оценки показали, что для таких сред как вода (рис. 2), для которой $\varepsilon_2 \approx 3.5$, $\varepsilon_3 \approx \varepsilon'_3 \approx 6.3$, происходит практически полная взаимокompенсация

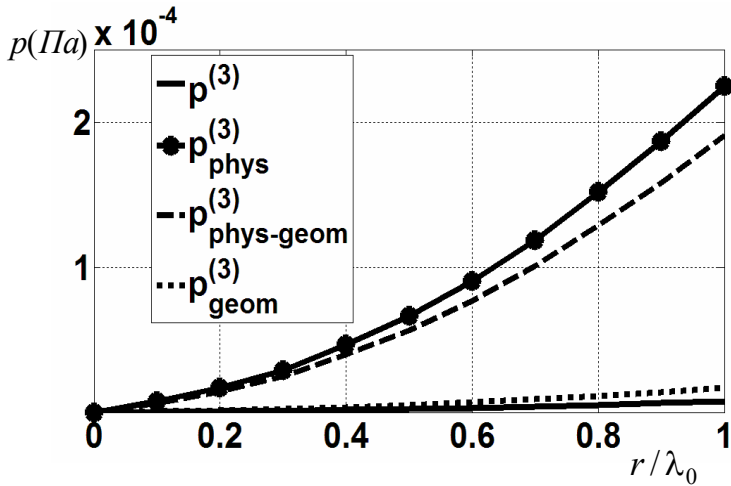


Рис. 2. Зависимость амплитуды давления комбинационных волн p_{-+} на приемнике, порождаемого различными нелинейными источниками чисто третьего порядка $Q_{-+}^{(3)} = Q_{-+phys}^{(3)} + Q_{-+geom}^{(3)} + Q_{-+phys-geom}^{(3)}$ внутри элемента разрешения в воде ($\epsilon_2 \approx 3.5, \epsilon_3 \approx 6.3$), от радиуса элемента разрешения.

невозможности восстановления с помощью предложенной схемы объектов, по нелинейным свойствам схожими с водой.

Однако аналогичные оценки для глицерина ($\epsilon_2 \approx 5.4, \epsilon_3 \approx \epsilon'_3 \approx 19.4$), комбинированный нелинейный параметр ϵ'_3 которого заметно больше чем у воды, показали (рис. 3а), что для сильно нелинейных сред основной вклад в полное поле $p_{-+}^{(3)}$ (сплошная линия) вносят именно физические источники $Q_{phys}^{(3)}$ (поле давления $p_{-+phys}^{(3)}$, обусловленное этими источниками, обозначено на рис. 3а круглыми маркерами). Несмотря на то, что в случае взаимодействия трех монохроматических пучков в глицерине комбинационное поле давления двукратного взаимодействия второго порядка $p_{-+}^{(2 \times 2)}$ (рис. 3б короткий пунктир) сравнимо с полем чисто третьего порядка $p_{-+}^{(3)}$ (рис. 3б сплошная линия), влияние $p_{-+}^{(2 \times 2)}$ в процессе томографии при взаимодействии широкополосных волн сильно снижается за счет кодировки. Таким образом, рассмотренная схема томографии применима при исследовании нелинейных объектов, для которых не происходит, как в случае с водой, близкой к полной взаимной компенсации комбинационного поля давления чисто третьего порядка $p_{-+}^{(3)} = p_{-+phys}^{(3)} + p_{-+geom}^{(3)} + p_{-+phys-geom}^{(3)}$.

комбинационного поля давления $p_{-+phys}^{(3)}$ (линия с круглыми маркерами), рожденного физическими источниками $Q_{phys}^{(3)}$, с полем $p_{-+phys-geom}^{(3)}$ (длинный пунктир), рожденного физическо-геометрическими источниками $Q_{phys-geom}^{(3)}$, в результате чего, полное поле давления чисто третьего порядка $p_{-+}^{(3)} = p_{-+phys}^{(3)} + p_{-+geom}^{(3)} + p_{-+phys-geom}^{(3)}$ (сплошная линия) существенно слабее первых двух его слагаемых, что говорит о

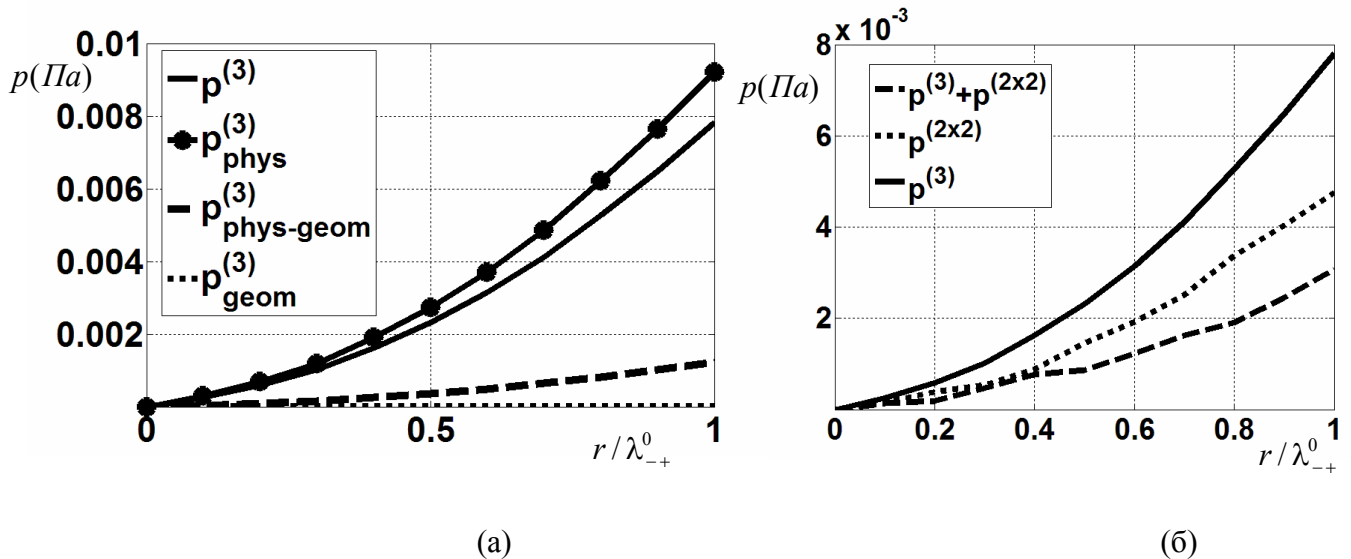


Рис. 3. Зависимость амплитуды давления комбинационных волн p_{-+} на приемнике, порождаемого различными нелинейными источниками чисто третьего порядка $Q_{-+}^{(3)} = Q_{-+phys}^{(3)} + Q_{-+geom}^{(3)} + Q_{-+phys-geom}^{(3)}$ (а) и всеми источниками третьего порядка $Q_{-+}^{(III)} = Q_{-+}^{(3)} + Q_{-+}^{(2x2)}$ (б) внутри элемента разрешения в глицерине ($\epsilon_2 \approx 5.4, \epsilon_3 \approx 19.4$), от радиуса элемента разрешения.

Провести аналогичные оценки для реальных биологических тканей не представляется возможным, поскольку значения нелинейного параметра ϵ_3 для них из литературы нам известны. Но, поскольку нелинейный параметр второго порядка для биологических тканей выше, чем у воды, предполагается, что данная схема позволит восстанавливать распределение нелинейного параметра большинства реальных биологических объектов. В качестве фоновой среды в схеме томографии обычно используется вода, поэтому сложившаяся ситуация с компенсацией комбинационных волн в воде для целей томографии очень благоприятна, так как это избавляет от мешающего фонового сигнала рассеянных комбинационных волн.

Третья глава посвящена описанию численного моделирования процесса томографии на основе предложенной схемы. На этапе решения прямой задачи моделировался процесс нелинейного рассеяния на модельных объектах с рождением комбинационных волн третьего порядка всех частот $\Omega_{\pm\pm} = \omega_1 \pm \omega_2 \pm \omega_3$ при взаимодействии трех первичных волн, используемых в схеме томографа. При этом рассматривались только основные физические

источники $Q_{\text{phys}(C)}^{(3)} = -\frac{3}{2} \frac{\varepsilon'_3(\mathbf{r})}{\rho_0^2 c_0^6} \Omega_{\pm\pm}^2 p_{1(C)} p_{2(C)}^{(*)} p_{3(C)}^{(*)}$. Среда предполагалась

однородной по линейным параметрам. Комбинационное поле давления на приемнике $p_{\pm\pm\text{phys}(C)}^{(3)}(\mathbf{y})$ рассчитывалось в соответствии с (4).

Решение обратной задачи заключалось в воспроизведении двумерного распределения $\varepsilon'_3(\mathbf{r})$ с помощью обработки сигнала $p_{\pm\pm\text{phys}(C)}^{(3)}(\mathbf{y})$. Оценка $\hat{\varepsilon}'_3(\mathbf{r})$ получалась на основе (5), в роли информативного использовался сигнал на частоте $\Omega_{-+} = \omega_1 - \omega_2 + \omega_3$. В качестве примера восстановления сложного объекта рассматривалось воспроизведение изображения букв “МГУ” (рис.4а). Расстояние между регулярно расположенными точечными нелинейными рассеивателями, образующими надпись, составляло $\lambda_{-+}^0/5$, где $\lambda_{-+}^0 \approx 1.1$ мм – длина волны на средней комбинационной частоте Ω_{-+} . Поскольку это расстояние в несколько раз меньше разрешающей способности томографической схемы, то моделируемый нелинейный рассеиватель можно считать распределенным. Фоновое значение нелинейного параметра ε'_3 полагалось нулевым; нелинейный параметр для буквы “М” составлял $\varepsilon'_3 = -6$, для буквы “Г” $\varepsilon'_3 = 6$, для буквы “У” $\varepsilon'_3 = 2.9$. Высота букв равнялась $14\lambda_{-+}^0$, т.е. ≈ 15 мм, а ширина всей надписи – $40\lambda_{-+}^0$, т.е. ≈ 45 мм. В нелинейной томографии второго порядка (рассматривалась аналогичная картина распределения $\varepsilon_2(\mathbf{r})$, значение ε_2 для букв составляло несколько единиц) при фиксированных положениях двух излучателей и приемника восстанавливается только высокочастотная часть пространственного спектра $\tilde{\varepsilon}_2(\mathbf{K})$. Следовательно, такая схема дает возможность воспроизвести только отдельные фрагменты изображения объекта (рис. 4б). В то же время, в томографии третьего порядка уже при единственной схеме расположения трех излучателей и одного приемника (рис.1) и достаточном времени накопления (3 сек) восстанавливается полная картина распределения нелинейного рассеивателя третьего порядка $\varepsilon'_3(\mathbf{r})$, включая постоянную составляющую (рис. 4в). Хорошо воспроизводятся также значения ε'_3 внутри букв, поскольку в комбинационных сигналах третьего порядка сохраняется информация о спектре $\tilde{\varepsilon}'_3(\mathbf{K}_{-+})$ вблизи нулевых пространственных частот.

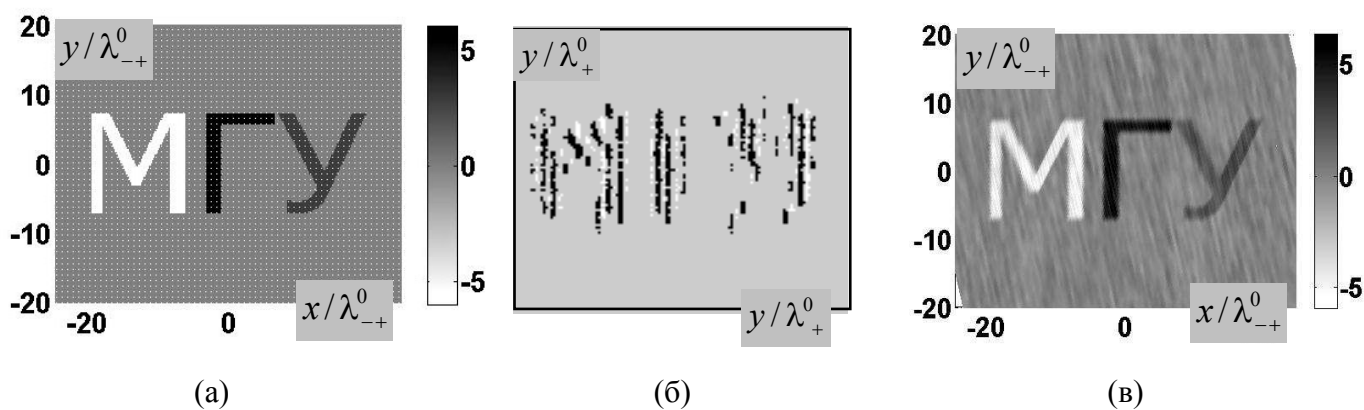


Рис. 4. Модельная иллюстрация процессов восстановления: исходное распределение величины нелинейного параметра (а); результат восстановления за счет нелинейных эффектов второго (б) и третьего (в) порядков.

В качестве следующего объекта рассматривалась модель в виде отдельной буквы “У” ($\varepsilon'_3 = 8$ внутри нее) на однородном ненулевом фоне $\varepsilon'_3 = 2$ (рис.5 а). С помощью нелинейной томографии третьего порядка правильно восстанавливаются полные значения ε'_3 как для буквы, так и для фона (рис.5б). Распределение нелинейного параметра воспроизведено внутри области в форме шестиугольника, соответствующей области пересечения трех первичных волн.

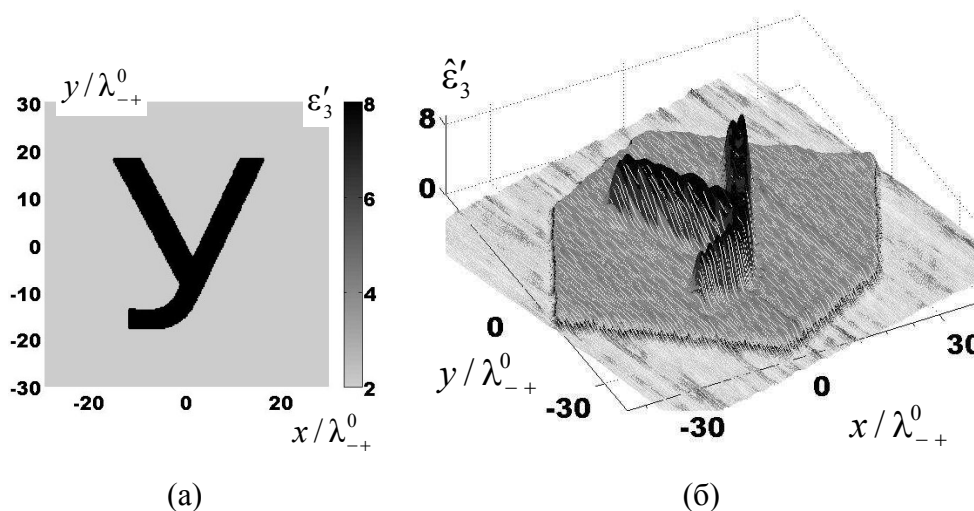


Рис. 5. Модельная иллюстрация процессов восстановления распределения нелинейного параметра на ненулевом фоне с помощью эффектов третьего порядка: исходное распределение (а); трехмерное представление результата восстановления (б).

В четвертой главе приведено описание физического эксперимента по томографированию на основе предложенной в главе 2 схемы. При создании физической схемы томографии в §4.1 предлагается аналогичная рассмотренной в главе 2 схема, отличающаяся от нее характерными частотами первичных волн и

геометрией приемо-излучающей схемы. Новая схема имеет заметные преимущества при физической реализации процесса томографии, но не отличается от предыдущей схемы принципиально.

Чтобы создать прототип медицинского томографа с приближенными к реальным характеристиками, необходимо иметь область восстановления, по крайней мере, размером около $10 \times 10 \text{ см}^2$. В данном случае, область восстановления определяется областью взаимодействия первичных волн, т.е. областью их пересечения. Это накладывает требования на соответствующую апертуру ($\sim 10 \text{ см}$) излучателей и приемника, входящих в состав схемы томографирования. Однако изготовление плоских преобразователей такой большой апертуры – задача довольно сложная и дорогостоящая. В связи с этим был предложен простой и, в тоже время, оригинальный способ получения однородного плоского пучка большой апертуры с помощью цилиндрического преобразователя, имеющего относительно небольшие размеры. Преобразование цилиндрического волнового фронта в плоский волновой фронт происходит в специально рассчитанной зеркальной акустической системе.

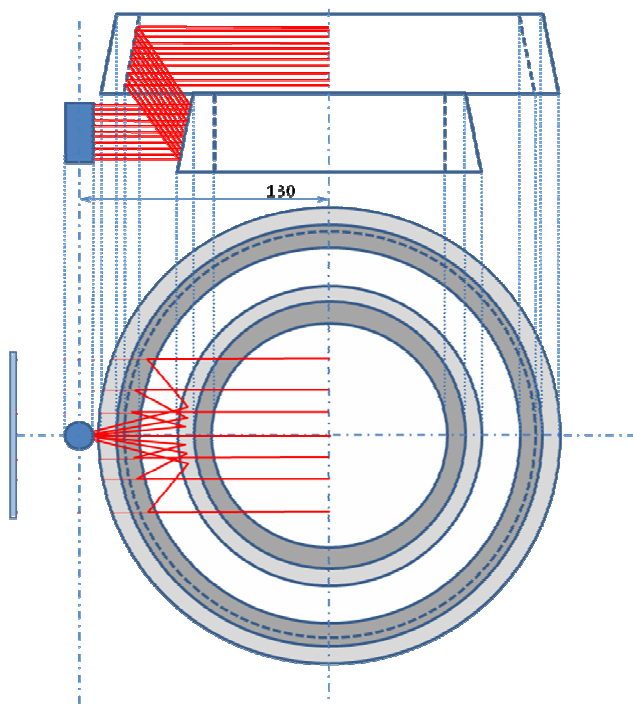


Рис. 6. Зеркальная система, состоящая из двух соосных конических зеркал.

Конструктивно данная система состоит из двух соосных конических зеркал (рис 6), расположенных друг над другом. Цилиндрический преобразователь помещается на уровне нижнего зеркала так, что ось преобразователя параллельна оси конических зеркал. Акустическая волна, распространяясь от цилиндрического преобразователя, претерпевает два последовательных отражения: в начале от внешней конической поверхности нижнего зеркала, затем от внутренней конической поверхности верхнего зеркала.

В вертикальном сечении конические зеркала представляют собой два плоскопараллельных зеркала, следовательно, параллельные горизонтальные лучи (в вертикальном сечении) от цилиндрического преобразователя после двух отражений переходят в параллельные горизонтальные лучи на уровне верхнего

зеркала (верхняя часть рис 6). В горизонтальном же сечении конические зеркала представляют собой два цилиндрических соосных зеркала, причем радиусы этих зеркал подобраны таким образом, что мнимый источник, появляющийся после отражения цилиндрической волны от малого выпуклого зеркала, совпадает с фокусом внешнего вогнутого зеркала. Таким образом, расходящиеся от оси преобразователя лучи в горизонтальном сечении после двукратного отражения переходят в параллельные лучи внутри верхнего зеркала. Из вышесказанного следует, что фронт волны от цилиндрического преобразователя превращается в фронт плоского пучка малой толщины. Теоретическая и физическая оценки показали, что данная система позволяет создать квазиплоский однородный “двумерный” пучок шириной 10 см и поперечного размера 2 см с помощью цилиндрического преобразователя радиуса ~ 1 см и высотой 2 см.

Разместив таким образом 4 цилиндрических преобразователя (3 излучателя и 1 приемник), по периметру зеркальной системы в соответствии с геометрией томографической схемы, описанной §4.1, можно получить 4 мнимых квазиплоских преобразователя на апертурной окружности радиуса $R = R_{\text{верх}} + a$, где $R_{\text{верх}}$ – средний радиус верхнего конического зеркала, a – расстояние, которое проходит луч от цилиндрического преобразователя до верхнего зеркала, претерпевая отражение от нижнего зеркала.

В качестве первичных волн использовались два кодированных сигнала с центральной частотой $f_{1,2}^0 = 1.65$ МГц, полосой $f_{1,2} \in [1.35 \div 1.85]$ МГц и монохроматический сигнал на частоте 2.2 МГц. Регистрировались комбинационные частоты $\Omega_{+-} = \omega_1 + \omega_2 - \omega_3$ в полосе $f_{+-} \in [0.7; 1.3]$ МГц. Мощность первичных акустических полей после прохождения зеркальной системы (рис. 6) составляла немного более 0.1 Вт/см².

Исследуемый объект помещался в центральной зоне зеркальной системы в область пересечения всех трех первичных квазиплоских пучков. В качестве одного из объектов рассматривался акустически прозрачный цилиндрический сосуд диаметром 4 см, заполненный 10-процентным раствором глицерина. По причине большого отличия скорости звука в глицерине (1895 м/с) и в воде (1500 м/с), восстановление объекта из чистого глицерина не предоставлялось возможным. Результат восстановления поперечного сечения описанного цилиндрического объекта представлен на рис. 7. Вследствие сохранения разницы

скорости звука в 10-процентном растворе глицерина и в воде, первичные волны рассеиваются (отчасти дефокусируясь) на цилиндре линейным образом, в результате чего ослабевают в центре объекта. Поэтому картина восстановления не представляет собой равномерно распределенную фигуру, и имеет невосстановленную область в центральной части. Смоделированная картина искажения первичных волн, представленная в диссертационной работе, хорошо объясняет этот факт.

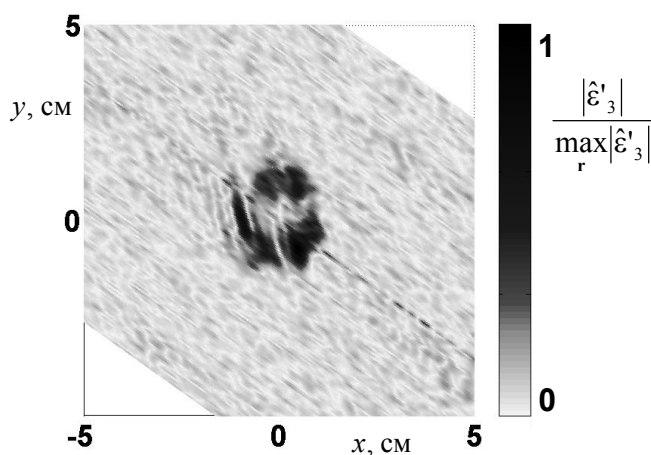


Рис. 7 Результат восстановления сечения цилиндра диаметра 4см, заполненного 10-процентным раствором глицерина

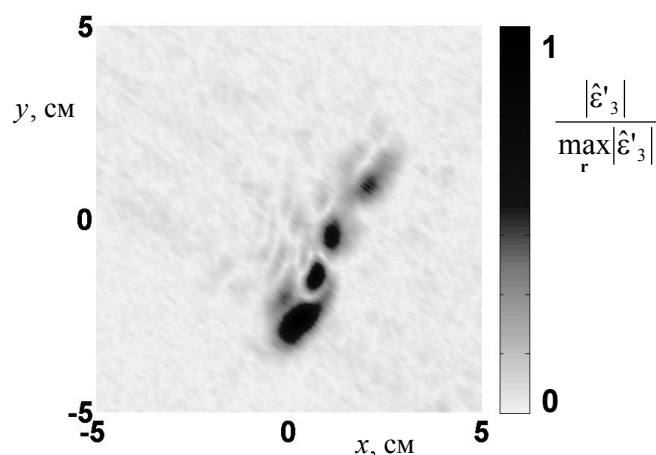


Рис. 8 Результат восстановления поперечного сечения четырех человеческих пальцев, сложенных вместе.

В качестве более сложного реального биологического объекта рассматривались четыре распрямленных пальца одной руки человека (все, кроме большого), сложенные вместе. Пальцы помещались вертикально в область взаимодействия первичных пучков перпендикулярно плоскости томографии. Результат восстановления сечения пальцев, представленный на рис. 8, имеет очень хорошее соотношение сигнал/шум, о чем можно судить по светлому тону фона (численно это соотношение равнялось 20), несмотря на сложность томографируемого объекта (время накопления составляло 10 с). На картине отчетливо видно четыре пика, не сильно различающихся по амплитуде (менее чем в два раза), соответствующие четырем пальцам.

В диссертационной работе представлены также результаты восстановления других объектов. Проведенные эксперименты доказывают возможность использования неколлинеарных нелинейных акустических эффектов третьего порядка для целей медицинской томографии.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ

1. Проведен детальный теоретический анализ нелинейных акустических эффектов третьего порядка, рассмотрен процесс взаимодействия трех волн в нелинейной среде, в результате которого происходит рождение рассеянных комбинационных волн третьего порядка. Выявлены вторичные источники, отвечающие за это рождение.
2. Оценка вкладов различных источников в амплитуду рассеянного комбинационного сигнала показали, что в случае взаимодействия трех волн в сильно нелинейной среде, основную роль в рассеянии играют источники, содержащие информацию о комбинированном нелинейном параметре $\varepsilon'_3 = \{2(\varepsilon_2 - 1)^2 - \varepsilon_3\}$, где ε_2 , ε_3 – нелинейные параметры, отвечающие, соответственно, за квадратичный и кубичный члены в разложении уравнения состояния в ряд Тейлора.
3. Предложена схема томографии нелинейных акустических параметров, основанная на эффекте нелинейного взаимодействия трех первичных волн. Применение кодированных первичных сигналов с последующей корреляционной обработкой регистрируемого комбинационного сигнала, являющегося результатом нелинейного рассеяния первичных волн на исследуемом объекте, позволяет восстановить полную картину объекта в результате всего одного эксперимента с использованием малого числа преобразователей (трех излучателей и одного приемника).
4. Проведено численное моделирование процесса томографии на основе предложенной схемы, результаты численных экспериментов демонстрируют возможность восстановления распределения количественных значений параметра $\varepsilon'_3(\mathbf{r})$, характеризующего нелинейные акустические свойства исследуемых объектов. Сделана численная оценка разрешающей способности схемы томографии, свидетельствующая о возможности создания прототипа томографической системы, удовлетворяющей требованиям медицинской акустической диагностики.
5. Предложена зеркальная система, состоящая из двух соосных конических акустических зеркал, позволяющая преобразовать фронт волны от цилиндрического излучателя в однородный квазиплоский пучок большой апертуры. Использование данной зеркальной системы помогает избежать необходимости использования плоских акустических преобразователей большой

апертуры для создания в предложенной схеме томографии области восстановления с линейными размерами близкими к реальным требованиям медицинской диагностики (~10 см).

6. Построен прототип томографической системы на основе предложенной схемы. Проведены первые физические эксперименты по восстановлению различных объектов, в том числе биологических. Полученные результаты доказывают возможность использования нелинейных акустических эффектов третьего порядка для целей медицинской томографии.

Список работ, опубликованных по теме диссертации

1. Буров В.А., Шмелев А.А., Румянцева О.Д. “Томография пространственного распределения рассеивателя в нелинейных процессах третьего порядка” // Известия Российской Академии Наук. Серия Физическая. 2008 Т.72. №1. С.92-99.
2. Буров В.А., Шмелев А.А., Румянцева О.Д. “Томография распределения нелинейного параметра третьего порядка” // Труды XI Всероссийской школы-семинара “Физика и применение микроволн”. Звенигород, Московская область, 21-26 мая 2007. Часть 6 “Спектроскопия, диагностика и томография. Передача и обработка информации”. М.: физич. ф-т МГУ, 2007. С.25-27.
3. Буров В.А., Евтухов С.Н., Шмелёв А.А., Румянцева О.Д. “Модельные эксперименты по томографии распределения нелинейных параметров второго и третьего порядков” // Сборник трудов XX сессии Российского Акустического Общества. Т.1. М: ГЕОС, 2008. С.142-145.
4. Burov V.A., Evtukhov S.N., Shmelev A.A., Rumyantseva O.D. “Tomography of spatial distribution of scatterer in nonlinear processes of the second and third orders” // Nonlinear Acoustics – Fundamentals and Applications (Proceedings of 18th International Symposium on Nonlinear Acoustics). Edited by Enflo B.O., Hedberg C.M., and Kari L. (American Institute of Physics, Melville, New York, 2008). P.440-443.
5. Буров В.А., Шмелев А.А., Крюков Р.В., Румянцева О.Д. “Возможность томографии на основе нелинейных акустических эффектов третьего порядка” // Сборник трудов XXII сессии Российского Акустического Общества. Т.1. М.: ГЕОС, 2010. С.183-187.
6. Буров В.А., Шмелев А.А. “Численное и физическое моделирование процесса томографирования на основе акустических нелинейных эффектов третьего порядка” // Акуст. журн. 2009. Т. 55. № 4–5. С. 466–480.
7. Буров В.А., Шмелев А.А., Крюков Р.В., Румянцева О.Д. “Акустическая томография с использованием нелинейных эффектов рассеяния второго и третьего порядков” // Сборник материалов III Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии «Медицинская Физика – 2010», типография МГУ, 2010, Т.1. С. 131–134.

8. Крюков Р.В., Шмелев А.А. “Использование нелинейных эффектов третьего порядка для целей акустической томографии” // Сборник тезисов международной конференции «Ломоносов-2010», секция «физика», Т.2. отдел оперативной печати физического факультета МГУ, 2010, С.63 – 64.
9. Burov V.A., Shmelev A.A., Rummyantseva O.D. “Numerical and physical modeling of tomography process based on third-order nonlinear acoustical effects” // *Acoustical Imaging*. Ed. André M.P., Jones J.P., and Lee H. New York: Springer. 2011. V.30. P.379-388.
10. Буров В.А., Крюков Р.В., Румянцева О.Д., Шмелев А.А. “Возможно ли использование нелинейных коллинеарных процессов в акустической томографии третьего порядка.” // *Акуст. журн.* 2012. (в печати)

Список цитируемой литературы

1. Zhang D., Gong X.-F., Ye Sh.-Gong “The nonlinearity parameter tomography for normal and pathological porcine liver tissues” // *Nonlinear Acoust. Perspect.: 14-th Int. Symp.*, Nanjing. 1996, 17-21 June. P. 493-500.
2. Zhang D., Gong X.F. “Experimental investigation of the acoustic nonlinearity parameter tomography for excised pathological biological tissues” // *Ultrasound in Med. & Biol.* 1999. V. 25. N. 4. P. 593-599.
3. Sehgal C.M., Bach R.C., Greenleaf J.F. “Measurement of the acoustic nonlinearity parameter B/A in human tissues by a thermodynamic method” // *J. Acoust. Soc. Amer.* 1984. V. 76. N 4. P. 1023–1029.
4. Буров В.А., Евтухов С.Н., Ткачева А.М., Румянцева О.Д. “Акустическая томография нелинейного параметра с помощью малого числа преобразователей” // *Акуст. журн.* 2006. Т. 52. № 6. С. 760-776.
5. Береза С.А, Буров В.А., Евтухов С.Н. “Модельные эксперименты по акустической томографии нелинейного параметра” // *Акуст. журн.* 2008. Т.54. № 4. С.522–534.