

КИЕВСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ им. ТАРАСА ШЕВЧЕНКО

На правах рукописи

ГЕНИС Владимир Иванович

ДИСТАНЦИОННОЕ ЗОНДИРОВАНИЕ ОБЪЕКТОВ
НА ОСНОВЕ СПЕКТРАЛЬНОГО АНАЛИЗА И
ЭФФЕКТА ДОПЛЕРА

(01. 04. 03 - Радиофизика)

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание учёной степени
кандидата физико-математических наук

Киев 1995

Диссертация является рукописью
Работа выполнена в Киевском политехническом институте и в Дрексел Университете, Филадельфия, США

Научные руководители-

к. т. н., доцент кафедры акустики и акусто-электроники Киевского политехнического института
Обозненко Игорь Леонидович,

доктор философии, профессор Биомедицинского научно-технического института, Дрексел Университета, Филадельфия, США
Джон М. Рид

Официальные оппоненты-

доктор физико-математических наук, профессор Ляшенко Николай Иванович
(Киевский Университет им. Тараса Шевченко)

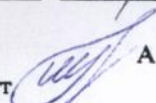
доктор технических наук, профессор Красный Леонид Григорьевич
(Ин-т Гидромеханики НАН Украины, г. Киев)

Ведущая организация- НИИ Квант, г. Киев

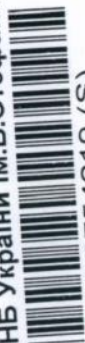
Защита состоится 24.04 1995 г. в 15⁰⁰ часов на заседании проблемного Учёного Совета по радиофизике (01. 04. 03) Киевского университета им. Тараса Шевченко (252601, Киев -17 ГСП, ул Владимирская 64)

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке университета

Автореферат разослан 24 марта 1995 г.

Учёный секретарь Совета канд. физ.-мат. наук. доцент  А. Г. Шкавро

ЛНБ ім. В. Стефаніка
АН України



ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. Обнаружение и определение параметров объектов на основе регистрации и анализа рассеянного ими зондирующего излучения по-прежнему является одной из актуальных задач радиофизики. Особый интерес представляет разработка дистанционных методов характеристики биологических тканей с патологическими изменениями на ранней стадии развития, особенности структуры которых требуют разработки целого комплекса методов и средств, использующих различные физические явления при взаимодействии волновых полей с объектом. При решении этих задач вполне логично использовать опыт, накопленный в разработке радио и гидролокационных методов, таких как применение сложных сигналов с соответствующей обработкой на приёме, систем фазированных излучателей и приёмников, доплеровских систем и т. д.

В настоящее время ультразвуковое зондирование широко применяется в медицине. Однако, специфика биообъектов требует существенного повышения эффективности применяемых методов.

В этой связи целью работы является разработка эффективных методов и приборов для характеристики биообъектов с ранними патологическими образованиями на основе теоретических и экспериментальных исследований спектрального состава рассеянного излучения, в том числе частотно-модулированного и эффекта Доплера.

В соответствии с этими основными задачами диссертации являются:

1. Построение физико-математических и биоакустических моделей многослойных кровеносных сосудов, в том числе с патологическими включениями, и проведение теоретических и экспериментальных исследований их собственных колебаний, а также особенностей дифракции и рассеяния звука на них.

2. Разработка методики теоретического анализа рассеяния волн на объёмных включениях в биоорганах и их экспериментальный спектральный анализ.

3. Проведение экспериментальных исследований спектрального состава рассеянных полей при использовании линейно частотно-модулированного (ЛЧМ) импульса в качестве зондирующего сигнала.

4. Разработка автоматизированного доплеровского томографа с воссозданием цветного изображения доплеровского сигнала, совмещённого с двумерным (B-mode) изображением.

5. Разработка алгоритмов обработки, получаемой цифровой информации.

Методы исследования. Анализ собственных частот и рассеяния волн сосуда базируется на гипотезах Тимошенко, Кирхгофа-Лява, а также на мембранной теории для изотропных и анизотропных оболочек. Классификация неоднородностей требует использования приближений Рэлея-Ганса, Рытова, а также метода интегральных уравнений. Для идентификации рассеивателей и неоднородностей в биотканях применён ЛЧМ сигнал с последующим спектральным анализом. Во всех экспериментальных исследованиях применялись современные радиофизические принципы цифровой обработки информации. Частотная обработка проводилась с использованием преобразования Фурье комплексного рассеянного сигнала, временная - с помощью автокорреляционного алгоритма.

Научная новизна диссертации состоит в том, что:

1. Впервые проведено систематическое исследование резонансных свойств нормальных и патологических кровеносных сосудов с целью повышения достоверности диагностики сосудистых заболеваний по спектрам многорезонансных колебаний.

2. Впервые реализована возможность применения импульсных ЛЧМ сигналов для характеристики биологических тканей на основе спектрального анализа рассеянных акустических полей.

3. Впервые проведено систематическое исследование формирования плоской волны, сформулированы критерии для выбора пространственного расположения рассеивателя при проведении модельных испытаний в лабораторных условиях.

4. Впервые разработана автоматизированная сканирующая ультразвуковая система, позволяющая после специальной цифровой обработки радиосигналов получить двумерное изображение молочной железы целиком, точно локализовать опухоль и произвести доплеровский анализ кровотока новых кровеносных сосудов. Это даёт возможность диагностировать опухоли с целью определения злокачественности на ранней стадии развития.

5. Разработаны алгоритмы обработки полученной с помощью автоматизированной сканирующей системы цифровой информации и экспериментально оценены их возможности в лабораторных и клинических условиях.

Практическая ценность работы состоит в том, что на основе проведенных теоретических и экспериментальных исследований разработаны эффективные методы и соответствующие приборы, позволяющие:

1. По наличию характерных многорезонансных колебаний проводить диагностику сосудов с патологиями типа атеросклеротического обрастания.

2. Диагностировать злокачественные образования в биологических тканях на основе многопозиционных фазированных систем излучатель/приёмник по диаграмме рассеяния и спектрам рассеянных сигналов.

3. На базе созданной доплеровской локационной системы и разработанных алгоритмов цифровой обработки информации диагностировать злокачественные образования молочной железы на ранней стадии развития.

Проведены клинические испытания автоматизированной сканирующей системы в Институте Ультразвуковой Диагностики Томас Джефферсон Университета-Госпиталя и продемонстрирована высокая эффективность разработанного метода и системы в целом. Продемонстрированы преимущества данной системы в сравнении с дорогостоящими серийно выпускаемыми ультразвуковыми системами.

Разработанные методы дистанционного зондирования могут также применяться в радиолокационных системах для определения структуры и формы сложных объектов.

На защиту выносятся следующие основные положения:

1. Модифицированные физико-математические и биоакустические модели кровеносных сосудов, позволяющие учесть спектральные особенности рассеянного излучения и определить характерные частоты при наличии патологий.

2. Результаты теоретических и экспериментальных исследований рассеянных полей от кровеносных сосудов и объёмных объектов близких по форме, позволяющие на основе различия их временных и спектральных характеристик обеспечить характеризацию биологических тканей.

3. Результаты экспериментальных исследований рассеянных полей при использовании ЛЧМ импульса в качестве зондирующего сигнала.

4. Доплеровский томограф с воссозданием цветного изображения доплеровского сигнала, совмещённого с двумерным изображением.

Апробация работы. Материалы диссертации докладывались и обсуждались на 6, 7 и 9 Конференциях по Статистической Гидроакустике в 1975, 1977 и 1978 годах соответственно, 121 конференции Acoustical Society of America в 1991 году, на 13 Международной Конференции IEEE Engineering in Medicine and Biology Society в 1991 году, Международной Конференции IEEE Ultrasonic Symposium в 1991 году, Ежегодной Конференции American Institute Ultrasound in Medicine в 1992 году, Международной Конференции IEEE Ultrasonic Symposium в 1993 году, Украинской конференции: Акустические методы в медицине в 1994 году, III Сессии Российского Акустического Общества в 1994 году.

Личный вклад автора диссертационной работы состоит в:

1. Разработке нового способа диагностики кровеносных сосудов на основе резонансных свойств нормальных и патологических сосудов.

2. Разработке нового способа диагностики объёмных инородных включений в биологических тканях на основе спектрального анализа рассеянных сигналов.

3. Разработке методологии проведения лабораторных исследований рассеянных сигналов с целью формирования плоской волны с заданными вариациями амплитуды и фазы на поверхности рассеивателя.

4. Разработке и создании комплекса аппаратуры для исследования рассеянных сигналов и проведении лабораторных исследований с использованием импульсных ЛЧМ сигналов для диагностики инородностей в однородных органах (печени).

5. Разработке и создании автоматизированной В-mode сканирующей Доплеровской системы для диагностики злокачественных опухолей молочной железы.

6. Проведении лабораторных и клинических испытаний разработанной системы на базе Томас Джефферсон Университета-Госпиталя, Филадельфия, США.

Публикации. Основные результаты диссертации опубликованы в 15 работах, список которых приведен в конце автореферата.

Структура и объём диссертации. Диссертация состоит из введения, четырёх глав, заключения и содержит 121 страницу основного текста, списка литературы из 129 наименований, 99 рисунков, 3 таблиц, 7 приложений. Общий объём работы составляет 212 страниц машинописного текста.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ.

Введение. Обоснована актуальность темы, сформулирована цель работы, показана научная новизна полученных результатов. Кратко изложено содержание работы по главам.

Глава 1. В первой главе построены биоакустические и физико-математические модели тонкостенных и толстостенных изотропных и анизотропных цилиндрических многослойных кровеносных сосудов с учётом возможных патологических изменений типа атеросклероза или сахарного диабета. В задаче рассеяния падающей плоской волны кровеносным сосудом всё облучаемое пространство делится на три области. Первая область - внутренность сосуда с потоком вязкой крови, скорость которого v_0 . Вторая область - внешняя к сосуду, обладает вязкостью биологических тканей. Третья область - сосуд непосредственно, который описывается одним из уравнений колебаний оболочек. В работе рассматриваются два типа уравнений: уравнение колебаний по гипотезе Тимошенко и уравнение Кирхгофа-Лява в зависимости от соотношения толщины стенки сосуда и его срединного радиуса. Модули упругости в трёх областях считаются комплексными. Уравнение колебаний оболочки в операторной форме имеет вид:

$$[L_s + L_F q_0 + L_M] \cdot [q], \quad (1.1)$$

где L_s , L_F , L_M - являются линейными дифференциальными операторами, в частности, L_s - структурный оператор оболочки, определяемый выбором конкретной гипотезы; L_F - оператор квазистатических и статических давлений и напряжений, действующих на сосуды; L_M - оператор инерционных сил оболочки; $q_0(q_x^0, q_\theta^0, q_r^0, 0, 0)^T$ - матрица квазистатических и статических нагрузок со стороны внешней и внутренних сред; $q(q_x, q_\theta, q_r, 0, 0)^T$ - матрица динамических нагрузок со стороны внешней и внутренней

сред, возникающих под действием падающей p_{inc} , рассеянной p_{sc} , и прошедшей p_{ref} ультразвуковых волн давления, а также за счёт поступательного движения крови \bar{v}_0 вдоль оси x ; $X(u, v, w, \gamma_x, \gamma_\theta)^T$ - матрица неизвестных составляющих вектора перемещения \bar{u} и углов поворота нормали в плоскостях θ и gx цилиндрической системы координат оболочки; индекс "Т" означает операцию транспонирования матриц. К уравнению колебания оболочки добавляются законы Навье-Стокса для первой ($i=1$) и второй ($i=2$) сред:

$$\hat{T}_i = [-\Delta p_0 - p_i + \lambda_i \nabla \bar{v}_i] \times \hat{I} + 2\mu_i \hat{e}, \quad i = 1, 2, \quad (1.2)$$

Векторы скорости для двух сред имеют вид:

$$\bar{v}_i = \nabla \Phi_i + \nabla \times \bar{\Psi}_i, \quad \nabla \bar{\Psi}_i = 0, \quad \bar{\Psi}_i = \nabla \times \bar{e}_x \Psi_{1i} + \nabla x (\nabla \times \bar{e}_x \Psi_{2i}), \quad (1.3)$$

где Φ_i - потенциал колебательной скорости, $\bar{\Psi}_i$ - векторный потенциал колебательной скорости. Функции Φ_i и Ψ_{1i}, Ψ_{2i} удовлетворяют уравнениям Гельмгольца с комплексными волновыми числами, а давление в двух средах имеет вид:

$$p_i = \rho_i \left(\frac{\lambda_i + 2\mu_i}{\rho_i} \Delta - v_0 \delta_{i1} \frac{\partial}{\partial x} - \frac{\partial}{\partial t} \right) \Phi_i, \quad i = 1, 2, \quad (1.4)$$

где δ_{i1} - символ Кронекера.

Граничные условия на срединной поверхности оболочки при $r=R$, где R - радиус срединной оболочки, имеют вид:

а) кинетические

$$\bar{v}_i = \bar{u} + \delta_{i1} \bar{e}_r v_0 \frac{\partial w}{\partial x}, \quad \text{где } \bar{v}_i = \bar{e}_r v_{ri} + \bar{e}_\theta v_{\theta i} + \bar{e}_x v_{xi}$$

б) динамические

$$q = T^{(i)}(\bar{T}^i, 0, 0)$$

Неизвестными величинами являются $u, v, w, \gamma_x, \gamma_\theta, \Phi_1, \Phi_2, \Psi_{11}, \Psi_{12}, \Psi_{21}, \Psi_{22}$. Для их определения используем 5 уравнений и 6 граничных условий. Все неизвестные функции разлагаются в ряд Фурье по углу θ . В операторной форме уравнение имеет вид

$$[A] \times [Y] = [B], \quad (1.5)$$

где $[A]$ - матрица оболочки, $[B]$ - матрица возмущения и $[Y]$ - матрица компонент Фурье 11 неизвестных. В частности, давление рассеянной волны имеет вид:

$$P_{sc} = -P_0 \sum_{n=0}^{\infty} \varepsilon_n i^n \frac{H_n^{(1)}(h_{L2} r)}{H_n^{(1)}(y_1)} \left[J_n(y_1) - \frac{2\rho_2 c_2 / \pi y_1}{H_n^{(1)}(y_1) Z_{\Sigma 1}} \right] \times$$

$$\cos(n\theta) \times \exp(ik_{x2} x), \quad (1.6)$$

где $\varepsilon_0 = 1$, $\varepsilon_n = 2$, $n > 0$, $i = \sqrt{-1}$, $y_1 = R \cdot h_{L2}$, $h_{L2}^2 = k_{L2}^2 - k_{x2}^2$,

$$k_{L2} = \frac{\omega}{c_{L2}}, \quad k_{x2} = k_2 \sin \alpha_0, \quad c_{L2}^2 = c_2^2 (1 - i \frac{4 \omega \mu_2}{3 \rho_2 c_2^2}), \quad k_2 = \frac{\omega}{c_2},$$

$c_{L2}^2 = \chi_2 / \rho_2$, χ_2 -модуль упругости ткани, α_0 - угол падения (α_1 - угол преломления) относительно нормали к сосуду, $n_{21} = \frac{c_1}{c_2} \sin \alpha_0$,

$\sin \alpha_1 = n_{21} / (1 - M n_{21})$, $M = v_0 / c_1$ -число Маха в крови.

Суммарный импеданс $Z_{\Sigma 1}$, входящий в формулу (1.6), состоит из суммы импеданса излучения во внутрисосудную вязкую движущуюся среду (кровь), импеданса излучения во внешнюю вязкую среду (мягкие ткани) и собственного механического импеданса кровеносного сосуда (оболочки). Его конкретный вид зависит от выбранной гипотезы описания оболочки.

В работе проведены численные расчёты давления рассеянной волны и трёх импедансов для разных типов сосудов: аорт, артерий, артериол, венул, вен и крупных вен. В работе также рассмотрен вариант двухслойной оболочки, представляющей собой модель атеросклеротического сосуда с дополнительным внутренним слоем, а также ряд других многослойных сосудов. Учитывая, что модуль упругости в стенках сосуда имеет величину порядка $10^6 - 10^8$ Па, что значительно меньше, чем у металлической оболочки, кровеносный сосуд обладает более широкой полосой акустического запираания для волн, распространяющихся в крови. Эта полоса для эластичных сосудов более, чем в 20 раз шире, чем для эквивалентных металлических оболочек, что демонстрирует Рис. 1. Защищённая линия означает полосу запираания сосуда.

В работе показано, что скорость течения крови влияет на фазовую скорость акустических волн, замедляя их движение при движении крови против распространения волны и ускоряя их при совпадении скоростей. Эти изменения могут достигать 30% для крупных кровеносных сосудов. Соответствующим образом будут

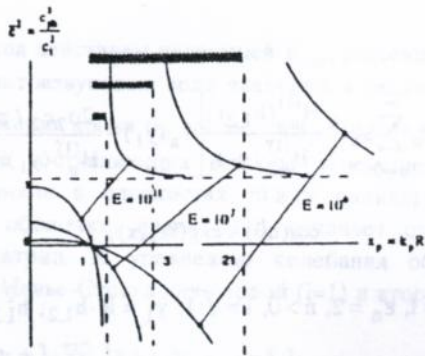


Рис. 1

повышаться или понижаться частоты собственных колебаний сосудов, что позволяет производить их клиническое диагностирование.

Также продемонстрировано, что наличие патологий типа атеросклеротического обрастания кровеносного сосуда может быть зарегистрировано наличием многорезонансных колебаний сосуда в информативном диапазоне частот, который составляет: для артериол и венул 1 кГц-1 МГц, для артерий и вен- 300 Гц-120 кГц, для аорт и крупных вен 30 Гц-15 кГц. Наиболее информативным и наиболее экспериментально наблюдаемым диапазоном для указанных кровеносных сосудов является низкочастотная область диапазонов, где сконцентрированы главные резонансы и антирезонансы сосудов в отдельности и системы сосуд-кровь в целом.

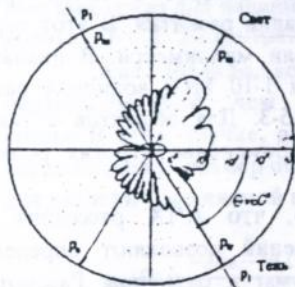
Глава 2. Во второй главе рассматривается рассеяние волн на объёмных патологических включениях в биоорганах. Продемонстрировано, что использование приближённых методов в задачах ультразвуковой диагностики патологических включений в биологических тканях имеет определённые ограничения. Рэлеевское приближение правильно описывает поле в мозговой среде в диапазоне частот от 1 до 10 МГц при наличии патологического включения размером не более 0,1-0,2 мм. Борновское приближение хорошо описывает рассеянное поле от патологического включения с волновым сопротивлением, слабо отличающимся от волнового сопротивления окружающей среды, для углов вблизи прямого и обратного эхосигналов. Метод интегральных уравнений точно описывает все отмеченные ситуации, однако для патологических включений размером в

несколько сантиметров требуется либо численное решение системы уравнений, либо применение итераций в несколько порядков. Решение задачи при этом сводится к системе интегральных уравнений Фредгольма 2-го рода с неизвестными потенциалами двойного $w(y)$, $y \in S$ и простого $v(y)$ слоёв, с функцией Грина трёхмерного свободного пространства и интегральными операторами в форме Фредгольма:

$$\begin{cases} (1+m)w(z) + (\bar{K} - m\bar{K}_0)w(z) + \rho(\bar{T} - m^2\bar{T}_0)v(z) = -2u_{\text{inc}}(z), \\ (1+m)v(z) - (\bar{K}' - m\bar{K}'_0)v(z) - (\bar{T} - \bar{T}_0)w(z) = \frac{2}{\rho} \frac{\partial u_{\text{inc}}}{\partial n(z)}, \end{cases} \quad (2.1)$$

$y, z \in S$

Здесь $m = \rho_0 / \rho$, $p = c / c_0$ где $\rho_0 c_0$ - волновое сопротивление рассеивателя, а ρc - волновое сопротивление окружающей среды; черта сверху над интегральными операторами \bar{K} , \bar{K}_0 , \bar{T} , \bar{T}_0 , \bar{K}' , \bar{K}'_0 указывает на то, что они действуют между точками y и z , u_{inc} - потенциал падающей волны, $n(z)$ - внешняя к рассеивателю нормаль. На Рис. 2 изображена диаграмма рассеяния патологического включения в мозговой среде.



$\rho_0 = 1041 \text{ кг/м}^3$, $\rho_{\text{ш}} = 1561 \text{ кг/м}^3$, $r = 0.1 \text{ м}$.
 $\Delta = 0.5$, $\theta_0 = 60^\circ$, $c_0 = 1537 \text{ м/с}$, $c_1 = 1537 \text{ м/с}$
 $L = 0.002 \text{ м}$

Рис. 2

Анализ диаграмм рассеяния показывает, что увеличение размера рассеивателя в 2 раза приводит к увеличению прямого и зеркального рассеяния на величину порядка 10 дБ; увеличение волнового сопротивления рассеивателя в 1,5 раза приводит к увеличению общего рассеяния на 40-50 дБ. На высоких частотах (порядка 10 МГц) более чётко проявляется выделение зеркального прямого и аномального рассеяния. Изменение вытянутости

включения в 10 раз (по эксцентриситету от 0,1 до 1) приводит к изменению обратного и прямого эхосигналов на 40 дБ. При изменении размера рассеивателя в 10 раз диаграмма становится многолепестковой, при этом, уровень сигнала в обратном направлении увеличивается на 20 дБ, а в прямом и зеркальном направлениях до 40 дБ.

Анализ амплитудно-частотных характеристик (АЧХ) и спектров эхосигналов показал, что АЧХ обратного эхосигнала существенно зависит как от волнового размера включения, так и его вытянутости по отношению к сферическому. Число максимумов и минимумов в АЧХ существенно зависит от размеров включения.

Анализ АЧХ и спектров эхосигналов в ВКБ-приближении показал, что изменение размера включения от 0,5 мм до 10 мм при его волновом сопротивлении слабо отличающемся от волнового сопротивления окружающих тканей приводит к заметному изменению эхосигнала, особенно в прямом направлении. Это позволяет установить наличие инородности в тех случаях, когда стандартные методы ультразвуковой диагностики не дают возможности локализовать опухоль.

Вопрос идентификации инородностей с малыми волновыми размерами представляет интерес с точки зрения диагностики опухолей на ранней стадии развития. В этот период размер инородности составляет доли миллиметра. В диапазоне частот ультразвуковой диагностики 1-10 МГц волновой размер инородности лежит в пределах 0,5-3. Для объектов с такими волновыми размерами возможно применение строгих решений волнового уравнения.

Нами продемонстрировано, что АЧХ рассеяния при малых волновых размерах включений позволяют определить незначительные изменения их формы и размеров. Рассмотрим рассеяние плоской волны на упругом эллипсоиде, незначительно отличающемся от сферы. Представим падающую и рассеянную волну в виде разложений по сферическим волновым функциям и используем метод малого параметра. В качестве малого параметра примем эксцентриситет эллипса $\nu = 1 - a^2/b^2$, где a и b - полуоси эллипса. Выражение для падающей волны имеет вид:

$$P_i = P_o \cdot e^{jkr \cos \theta} = \sum_{m=0}^{\infty} \sum_{n=m}^{\infty} \epsilon_m \cdot A_{nm} \cdot P_n^m(\cos \theta_o), \quad (2.2)$$

где $\epsilon_o = 1$, $\epsilon_m = 2$ для $m > 0$, $P_n^m(\cos \theta_o)$ - присоединённая функция Лежандра, r и θ - сферические координаты в плоскости $\varphi = 0$.

По аналогии с падающей волной, разложим рассеянную и прошедшую волну в ряд по сферическим волновым функциям:

$$P_s = \sum_{m=0}^{\infty} \sum_{n=m}^{\infty} \epsilon_m \cdot (a_{nm} + vb_{nm}) \cdot h_n(kr) \cdot P_n^m(\cos \theta_o) \quad (2.3)$$

$$\bar{p} = \sum_{m=0}^{\infty} \sum_{n=m}^{\infty} \epsilon_m \cdot (\bar{a}_{nm} + v\bar{b}_{nm}) \cdot j_n(kr) \cdot P_n^m(\cos \theta_o) \quad (2.4)$$

Неизвестные коэффициенты могут быть определены исходя из граничных условий на поверхности эллипсоида:

$$(P_i + P_s)|_{r=f(\theta)} = \bar{p}|_{r=f(\theta)} \quad (2.5)$$

$$Q_{in} + Q_{sn}|_{r=f(\theta)} = \bar{q}|_{r=f(\theta)}, \quad (2.6)$$

где P_i и Q_{in} - давление и нормальная компонента скорости во внешней среде для падающей волны, P_s и Q_{sn} - то же для рассеянной волны, а \bar{p} и \bar{q} - во внутренней среде, соответственно.

Как правило, волновое сопротивление злокачественной опухоли меньше, чем волновое сопротивление окружающей среды. В этом случае, для опухолей на ранней стадии развития, когда волновой размер опухоли лежит в пределах 0,5-3, выражение для давления рассеянной волны имеет вид:

$$P_{ss}(\theta) = \frac{-36z - v(12z + z^3 + 3z^3 \cos(2\theta))}{36} + z^3(1 + \frac{3}{5}v) \cos \theta \cos \theta_o + z^3(1 + \frac{6}{5}v) \sin \theta \sin \theta_o. \quad (2.7)$$

Индикатрисы рассеяния на сфере и эллипсоиде при падении волны под углом 30° к оси z приведены на Рис. 3.

Приведенные результаты демонстрируют, что для патологических включений, волновое сопротивление которых меньше волнового сопротивления окружающей среды, амплитуда рассеянного поля в прямом направлении значительно превышает

амплитуду рассеянного сигнала в обратном направлении. Это означает, что на ранних стадиях развития злокачественной опухоли двухпозиционные (многопозиционные) ультразвуковые

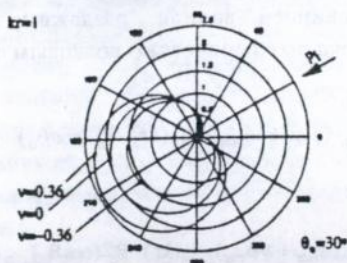


Рис. 3

диагностические системы значительно более эффективны, чем однопозиционные.

Глава 3. Для объектов сложной формы достаточно точных методов расчёта рассеянных сигналов не существует. Информация об их рассеивающих свойствах может быть получена только с помощью приближённых методов вычислений и экспериментально. Точность измерения временных и спектральных характеристик рассеянных сигналов зависит от того, насколько падающая волна близка к плоской.

В работе приведена методика оптимизации расстояния между излучателем и рассеивателем, при которой сформированная квазиплоская волна обеспечивает требуемую точность экспериментов с заданной погрешностью. Основными параметрами, влияющими на выбор минимального расстояния R_{\min} между излучателем и рассеивателем, являются вариации амплитуды ΔA и фазы $\Delta \phi$ на поверхности рассеивателя. При этом, одновременно должны выполняться следующие условия:

$$\begin{aligned} \Delta \phi &\leq \Delta \phi_{\text{допустимая}} \\ \Delta A &\leq \Delta A_{\text{допустимая}} \end{aligned} \quad (3.1)$$

Удовлетворительную точность при измерении частотных характеристик рассеивателей можно получить в том случае, когда вариации амплитуды не превышают 1 дБ, а вариации фазы $\pi/8$. Анализ R_{\min} для $\Delta \phi = \pi/8$ и $\Delta A = 1$ дБ показывает, что при отношении $d/D < 0,95$ R_{\min} ограничено вариациями фазы, а при

$d/D > 0,95$ R_{\min} ограничено вариациями амплитуды (d -размер излучателя, D -размер рассеивателя).

Моделирование в незаглушенных резервуарах имеет свою специфику, обусловленную наличием многократных отражений зондирующего сигнала от дна поверхности и стенок резервуара. В этом случае R_{\min} должно быть выбрано в соответствии с (3.1) и откорректировано с учётом условий, приведенных в диссертации, для предотвращения совпадения по времени проходящих на приёмник сигналов от рассеивателя и границ резервуара. При этом, выбор R_{\min} зависит от периода следования и длительности импульса.

Руководствуясь приведенной методикой выбора оптимального расстояния между излучателем и рассеивателем, нами проведены экспериментальные исследования рассеяния импульсного ЛЧМ сигналов на цилиндрической оболочке. Этот сигнал имеет ряд существенных преимуществ для идентификации инородностей в биологических тканях. Импульсный ЛЧМ сигнал обладает наименьшим отношением пикового значения сигнала к эффективному, а частотная полоса, в которой сконцентрировано до 99% энергии сигнала, может быть чётко обозначена.

Спектр рассеянного сигнала можно представить в виде:

$$S_s(\omega) * K(\omega) = K(\omega) \int_0^1 f_1(t) \cdot \exp(-j\omega t) dt, \quad (3.2)$$

где $f_1(t)$ - временная характеристика излучённого сигнала.

Если спектр излучённого ЛЧМ сигнала имеет вид:

$$S_i(\omega) = \begin{cases} A & \text{для } \omega_0 \leq \omega \leq \omega_0 + \Delta\omega \\ 0 & \text{для других } \omega \end{cases}, \quad (3.3)$$

то

$$S_s(\omega) = K(\omega) \quad (3.4)$$

То есть, в заданной полосе частот спектр рассеянного сигнала от инородного тела представляет собой частотную характеристику рассеивателя. Эта характеристика после аналогово-цифрового преобразования и последующей цифровой обработки может храниться в библиотеке базы данных ЭВМ для идентификации инородностей. На Рис. 4 представлены спектральная и временная характеристики рассеянного ЛЧМ сигнала от цилиндрической оболочки при угле падения волны относительно продольной оси оболочки $\theta=45^\circ$.

Идентификационным признаком является периодичность максимумов и минимумов частотных и временных характеристик и эта периодичность может быть использована в обратных задачах рассеяния для определения параметров рассеивателей.

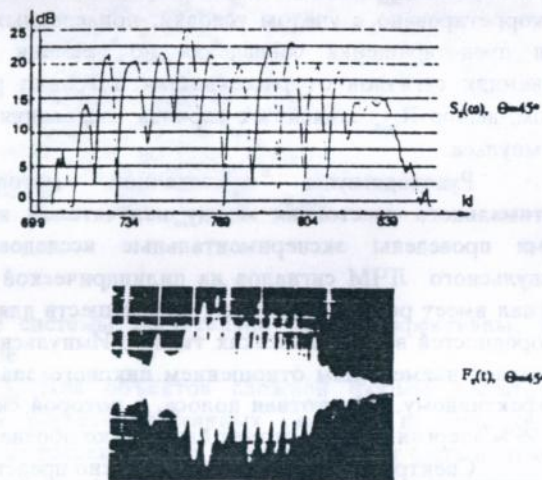


Рис. 4

Глава 4. Злокачественные опухоли груди являются наиболее опасным заболеванием у женщин. Более половины случаев диагностируются уже на этапе распространения метастазов. Предварительные исследования показали, что существует корреляция между злокачественными патологическими изменениями биологических тканей и образованием новых кровеносных сосудов вокруг и внутри опухоли (явление васкуляризации). Базируясь на этих результатах, нами был разработан комплекс аппаратуры и алгоритмы для локализации инородностей и их диагностики с целью определения злокачественности. Исследования проводились на основе эффекта Доплера и продемонстрировали существенные различия между параметрами доброкачественных и злокачественных инородностей уже на ранней стадии развития опухоли. Непрерывный рост злокачественной опухоли, начиная с клеточных новообразований, зависит от подачи крови к инородности через образующиеся кровеносные сосуды, что может быть зафиксировано с помощью чувствительной ультразвуковой системы.

С целью обеспечения ранней диагностики злокачественных опухолей груди нами было разработано и создано автоматизированное двухмерное сканирующее Доплеровское устройство (ультразвуковой томограф), позволяющее получить изображение груди целиком, точно локализовать опухоль и определять наличие количественных показаний кровотока путём воссоздания цветного изображения Доплеровского сигнала, совмещённого с двухмерным (В-mode) изображением.

В системе применены три фокусных пьезопреобразователя с различными фокусными расстояниями (8-12 см, 12-16 см, 16-20 см) и шириной луча в фокусной зоне 0,5-1 мм. Преобразователи установлены в водяном резервуаре на вращающемся барабане, и выбираются в зависимости от глубины опухоли в груди. Сканирование производится слоями в вертикальной плоскости. Каждый слой сформирован из 128 одномерных линий (А-mode), а каждая линия состоит из 512 точек, полученных в результате дискретирования каждого одномерного изображения. Частота выборок дискретирования - 10 МГц. Излучение и приём сигнала производится при остановке барабана, что позволяет увеличить отношение сигнал/помеха за счёт исключения паразитных Доплеровских сигналов. При этом производится 16 последовательных излучений и приёмов ультразвукового сигнала, т.е. происходит сбор данных для 16 А-mode изображений за каждый шаг барабана. 4 первых и 4 последних А-mode изображений удаляются, а по 8 средним производится усреднение. Таким образом формируется одна из 128 А-mode изображений.

Принятый сигнал подвергается квадратурной обработке для выделения действительной I и мнимой Q составляющих сигнала, которые затем поступают на 12-битные аналого-цифровые преобразователи, и затем записываются в память ЭВМ.

Полученная цифровая информация изображения биологической ткани груди используется для получения совмещённого В-mode и цветного Доплеровского изображения кровотока. При этом использованы алгоритмы частотной и временной обработки.

Частотная обработка заключается в выделении частотных составляющих Доплеровского сдвига с использованием преобразования Фурье комплексного отражённого сигнала. При

этом, средняя частота и дисперсия Доплеровского сигнала могут быть найдены из выражений:

$$\bar{\omega} = \int_{-\omega_r/2}^{\omega_r/2} \omega \times p(\omega) d\omega \quad (4.1)$$

$$\text{var}[\omega] = \int_{-\omega_r/2}^{\omega_r/2} \omega^2 \times p(\omega) d\omega - \bar{\omega}^2, \quad (4.2)$$

где $p(\omega)$ - вероятность того, что функция $f(t)$ имеет среднюю мощность $S(\omega)d\omega$ в диапазоне частот $(\omega, \omega+d\omega)$, ω_r -угловая частота квантования.

Временная обработка производится с помощью I/Q или автокорреляционного алгоритма. Автокорреляционный алгоритм определения средней частоты Доплеровского сигнала описывается выражением:

$$\bar{\omega} = \frac{1}{\Delta t} \times \text{Arctg} \frac{\sum_{i=1}^M (I_i \times Q_{i-1} - Q_i \times I_{i-1})}{(I_i \times I_{i-1} + Q_i \times Q_{i-1})} \quad (4.3)$$

На Рис. 5 приведено B-mode изображение груди со злокачественной опухолью.



Рис.5

Диагностика злокачественности производится по цветным Доплеровским изображениям, приведенным в диссертационной работе. Система позволяет осуществить сбор данных для 20 последовательных слоёв. Эти данные могут быть использованы для реконструкции объёмного (3-D) изображения опухолей.

Разработанная система прошла успешные лабораторные и клинические испытания в Институте Ультразвуковой Диагностики Томас Джефферсон Университета-Госпиталя, Филадельфия, США и получила высокую оценку специалистов.

В **Заключениях** сформулированы основные результаты диссертационной работы.

В **Приложениях А-Ж** приведены выводы математических выражений, используемых в работе, а также результаты расчётов и экспериментов.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ РАБОТЫ.

1. Построены биоакустические и физико-математические модели тонкостенных и толстостенных, изотропных и анизотропных многослойных кровеносных сосудов с учётом их патологических изменений. Произведена оценка применимости известных гипотез колебаний оболочек к задачам рассеяния волн.

2. Показано, что кровеносный сосуд (по сравнению с жёсткими металлическими оболочками) обладает более широкой полосой акустического запирания для волн, распространяющихся в крови. Эта полоса для эластичных сосудов более, чем в 10-20 раз шире, чем у эквивалентных металлических оболочек.

3. Течение крови влияет на фазовую скорость акустических волн, замедляя их движение при движении крови против распространяющейся волны и ускоряя их при совпадении скоростей. Эти изменения могут достигать 30% для крупных кровеносных сосудов, приводя к повышению или понижению частоты собственных колебаний.

4. Наличие патологий типа атеросклеротического обрастания кровеносного сосуда может быть зарегистрировано наличием многорезонансных колебаний сосуда в информативном диапазоне частот.

5. Среди различных приближённых методов исследования рассеянных полей в задачах ультразвуковой диагностики патологических включений в биологических тканях наиболее приемлемым является метод интегральных уравнений, так как точно описывает все явления при размерах патологических включений вплоть до нескольких сантиметров.

6. Анализ диаграмм рассеяния в широком диапазоне частот показывает, что изменение размеров, формы, плотности и

скорости звука инородного включения в биологических тканях существенно влияет на уровень и форму (от дипольной до многолепестковой) диаграммы рассеяния, что может быть использовано при диагностике злокачественности.

7. Для включений с малыми волновыми размерами ($ka=0,5-3$), волновое сопротивление которых меньше волнового сопротивления окружающих тканей, рассеянный сигнал в прямом направлении превышает рассеянный сигнал в обратном направлении на величину порядка 6-40 дБ в зависимости от размера включения (с увеличением волнового размера эта разница увеличивается). Полученный результат позволяет сделать вывод о целесообразности применения двухпозиционных (многопозиционных) систем излучатель-приёмник для диагностики злокачественных опухолей.

8. Результаты, полученные при исследовании рассеянных ЛЧМ сигналов свидетельствуют о том, что такие сигналы могут быть успешно использованы для идентификации инородностей в биологических тканях. Идентификационным признаком спектральных и временных характеристик является периодичность максимумов и минимумов и её постоянство для данного рассеивателя.

9. Так как спектр излучённого ЛЧМ сигнала имеет прямоугольную форму в заданной полосе частот, то измеренный спектр рассеянного сигнала от инородного объекта предстает собой его частотную характеристику, присущую данному конкретному объекту.

10. Разработанная автоматизированная сканирующая B-mode система позволяет фиксировать наличие злокачественности на ранней стадии развития опухоли за счёт локализации новообразованных кровеносных сосудов.

11. Система позволяет сканировать 20 слоёв для каждого пациента, а также точно определить пространственное расположение и размер опухоли и получить панорамное изображение васкуляризации груди. В дальнейшем, данные сканирования всех слоёв могут быть использованы для воссоздания объёмного изображения.

12. В целом, материалы диссертационной работы позволяют получить дополнительную количественную информацию для ультразвуковой диагностики биоорганов и их патологий используя современные радиофизические методы обработки экосигналов.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО РАБОТЕ.

1. В. И. Генис, И. Л. Обозненко. Рассеяние плоской волны на акустически жёстком эллипсоиде с малым эксцентриситетом. Вестник Киевского Политехнического Института, серия радиотехники и электроакустики, 9, 108-110, 1972.
2. В. И. Генис, И. Л. Обозненко. Полярные характеристики рассеяния плоской волны сплюснутым и вытянутым жёстким эллипсоидом с малым эксцентриситетом. Вестник Киевского Политехнического Института, серия радиотехники и электроакустики, 10, 92-95, 1973.
3. В. И. Генис, И. Л. Обозненко, Л. Я. Тараданов. Оптимизация условий экспериментальных исследований при гидрофизическом моделировании. Труды Шестой Всесоюзной школы-семинара по статистической гидроакустике. Изд-во ин-та Математики С. О. АН СССР, Новосибирск, 45-53, 1975.
4. В. И. Генис. Диффракция плоской акустической волны на упругом эллипсоиде с малым эксцентриситетом. Вестник Киевского Политехнического Института, серия радиотехники и электроакустики, 13, 73-76, 1976.
5. В. И. Генис, И. Л. Обозненко, Л. Я. Тараданов. Влияние параметров волноводов на структуру акустического поля при моделировании Труды Восьмой Всесоюзной школы-семинара по статистической гидроакустике. Изд-во ин-та Математики С. О. АН СССР, Новосибирск, 55-62, 1977.
6. В. И. Генис, И. Л. Обозненко, Л. Я. Тараданов. К вопросу о формировании волнового фронта в плоскопараллельном волноводе. Труды Девятой Всесоюзной школы-семинара по статистической гидроакустике. Изд-во ин-та Математики С. О. АН СССР, Новосибирск, 27-31, 1978.
7. V. Genis, I. Oboznenko, J. Reid, R. Raghavan, K. Soetanto, H. Ung, X. M. Lu. Optimization of the distance between transducer and scatterer in hydroacoustical modelling. J. Acoust. Soc. Am., Vol. 89, No 4, Pt. 2, 1991.
8. V. Genis, I. Oboznenko, J. Reid, P. Lewin. Swept frequency technique for classification of the scatterer structure. 13th Annual International Conference IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 167-168, 1991.

9. H. Oung, J. Reid, V. Genis, R. Raghavan, K. Soetanto, H. Ortega, B. Goldberg, F. West. Study of breast pathology using a 2-D color flow system. IEEE Ultrasonic Symposium, 1269-1271, 1991.
10. V. Genis, I. Oboznenko, J. Reid, P. Lewin, K. Soetanto. Chirp technique approach for objects' identification. IEEE Ultrasonic Symposium, 1239-1242, 1991.
11. H. Ortega, A. Kessler, B. Goldberg, A. Rosenberg, V. Genis, H. Oung. Mapping of breast vascularity using automated color Doppler correlated with real-time duplex scanning. Journal of Ultrasound in Medicine, Vol.11, No.3, 62-63, 1992.
12. Обозненко И. Л., Обозненко Е. И. Генис В. И. Дифракция эластичных акустических волн на толстостенной цилиндрической оболочке, заполненной вязкоупругой жидкостью. Украинская конференция: Акустические методы в медицине, Киев, 1994 (в печати).
13. Обозненко И. Л., Обозненко Е. И. Генис В. И. Свободные колебания изотропных и анизотропных цилиндрических оболочек (кровеных сосудов) в акустических средах. Украинская конференция: Акустические методы в медицине, Киев, 1994 (в печати).
14. Обозненко И. Л., Обозненко Е. И., Хилько А.И., Генис В.И. Колебание сосудов в окружении вязких биологических сред. III Сессия Российского акустического общества, 16-19, 1994.
15. Обозненко И. Л., Обозненко Е. И., Хилько А.И., Генис В.И. Влияние движения крови на собственные колебания сосудов. III Сессия Российского акустического общества, 19-21, 1994.

Vladimir I. Genis. Remote Probing of the Objects Based on Spectral and Doppler Analysis.

Dissertation for Ph. D. Degree in Physics and Mathematics, Major: 01.04.03- Radiophysics , Kiev University after Tarasa Shevchenko, 1995.

It has been demonstrated that oscillation theory of thin elastic shells can be applied to blood vessels diagnosis based on their resonance properties. Chirp Technique approach for objects' identification has been developed. This technique allows to create a data library of the backscattered signals for future identification of tumors. Research has also demonstrated that multipositional transmitter/receiver system has advantages in comparison with an unipositional system for detecting and diagnosis of malignant tumors. Automated Doppler B-mode Ultrasound Breast Imaging System has been developed. It allows examination of the whole breast with concurrent indication of the tumor location and diagnosis.

Key Words: Elastic Shell, Scattergram, Spectral Characteristics, Doppler Analysis, Chirp Signal.

Генис В. И. Дистанционное зондирование объектов на основе спектрального анализа и эффекта Доплера.

Диссертация на соискание учёной степени кандидата физико-математических наук по специальности 01. 04. 03- Радиофизика, Киевский Университет им. Тараса Шевченко, Киев, 1995.

В работе продемонстрировано, что теория колебаний тонких эластичных оболочек может быть применена при диагностике кровеносных сосудов на основе их резонансных свойств. Разработана методика идентификации объектов с помощью ЛЧМ сигналов. Такой подход позволяет создать библиотеку баз данных рассеянных сигналов для дальнейшей диагностики опухолей. Исследования также продемонстрировали, что многопозиционные системы излучатель/приёмник имеют преимущества в сравнении с однопозиционными системами для локализации и диагностики злокачественных опухолей. Разработана Автоматизированная Доплеровская В-mode ультразвуковая система для изображения тканей груди с одновременной локализацией и диагностикой опухоли.

Ключевые слова: Эластичная оболочка, диаграмма рассеяния, спектральные характеристики, эффект Доплера, импульсный ЛЧМ сигнал.

110000
Ав 32.200

Подп. в печ. 95. Формат 60x84/16.
Бум. офс. печ. Усл. печ. л. 1,0. Уч.-изд. л.1,0.
Тираж 100 экз. Заказ №1/ 95. Бесплатно.

Ротапринт БНТИ, Дрексел Университет
Филадельфия, Пеннсилвания, США