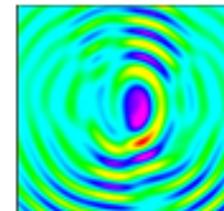


**Международная конференция
"Суперкомпьютерные дни в России",
25-26 сентября 2017 г.**



Оптимизация численных алгоритмов решения обратных задач ультразвуковой томографии на суперкомпьютере

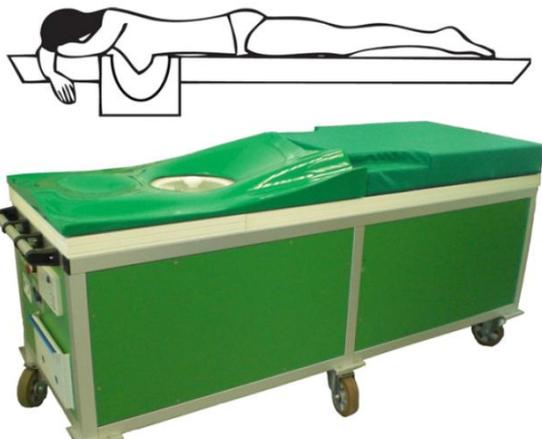
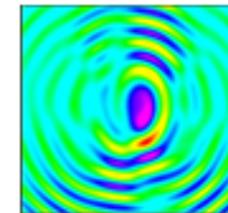
д.ф.-м.н. Романов С.Ю.

Московский государственный университет им.М.В.Ломоносова, НИВЦ

Исследования проведены при поддержке гранта РФФ № 17-11-01065

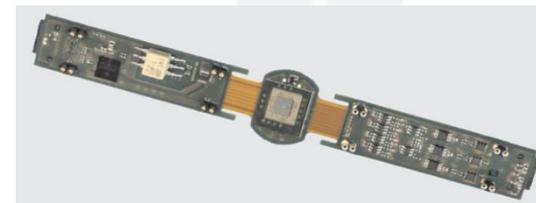
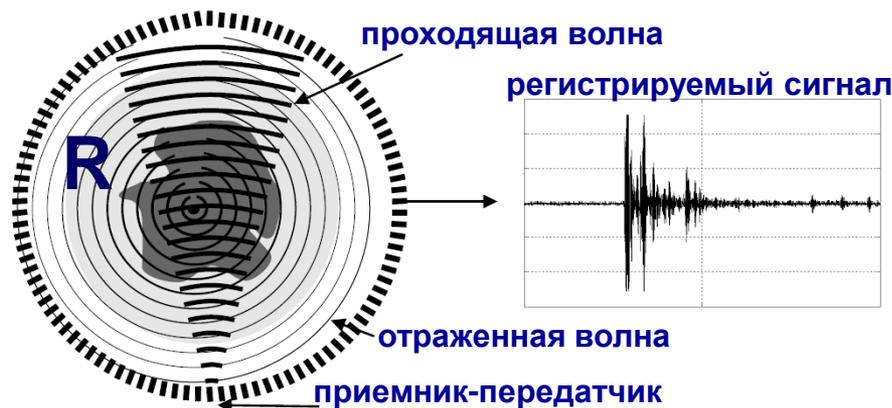
Московский государственный университет им.М.В.Ломоносова, НИВЦ

Ультразвуковая томография. Приложение к медицине

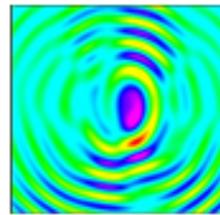


- **Более 40 тысяч женщин** России ежегодно заболевают раком молочной железы. Доля лиц с поздними стадиями заболевания среди первичных больных превышает 40%.
- Ультразвуковые томографы высокого разрешения позволят осуществлять **раннюю диагностику рака**.
- **Каждое 4-е** онкологическое заболевание – рак груди.

Макет ультразвукового томографа Karlsruhe Institute of Technology (Germany)



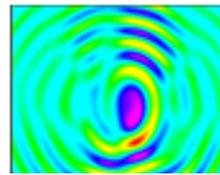
Волновая томография. Приложение к неразрушающему контролю



Устройство сканирования Ду300, "Научно - производственный центр неразрушающего контроля "ЭХО+"



Постановка задачи волновой томографии



Постановка задачи

Волновое уравнение в области $\Theta \times (0, T) = \Pi$, $\Psi = \partial\Theta \times (0, T)$

$$c(r)u_{tt}(r, t) - \Delta u(r, t) = f(r, t)$$

$$u(r, t=0) = u_t(r, t=0) = 0,$$

если вокруг объекта известная однородная среда, то можно границу отодвинуть далеко и ставить нулевое условие Неймана: $\partial_n u(r, t)|_{\Psi} = 0$,

где $c(r) \equiv c_0 = const$, при $r \in \Omega_\varepsilon$, c_0 - известны.

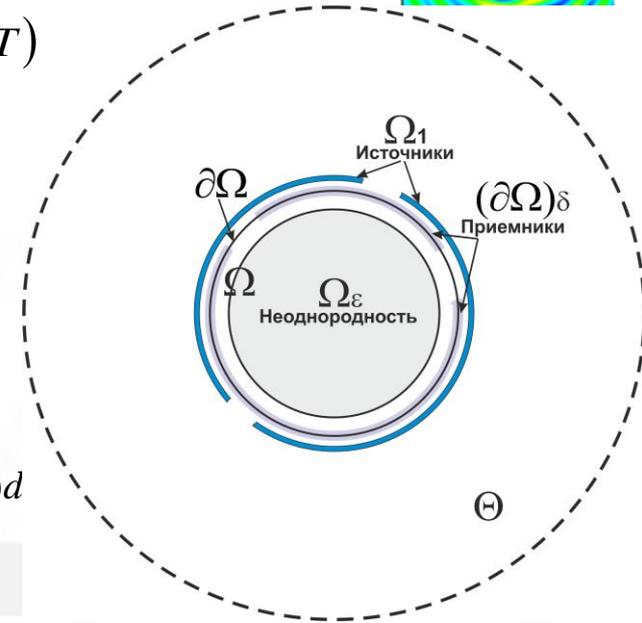
$u(r, t) = U(r, t)$ - известна в $\Gamma_\delta = (\partial\Omega)_\delta \times (0, T)$,

$$\Phi(u(c)) = \sum_{j=1}^M \frac{1}{2} \int_0^T \int_{\partial R} E^2(s, t) d$$

Минимизация невязки:

$$E(s, t) = \begin{cases} u(s, t) - U(s, t), & \text{для таких } s \in \partial R, \text{ где } U(s, t) - \text{измерена} \\ 0, & \text{иначе} \end{cases}$$

Сопряженная задача: $c(r)w_{tt}(r, t) - \Delta w(r, t) = E(r, t)|_{r \in \mathcal{R}}$ $w(r, t=T) = w_t(r, t=T) = 0$, $\partial_n w(r, t)|_{\partial\Omega} = 0$



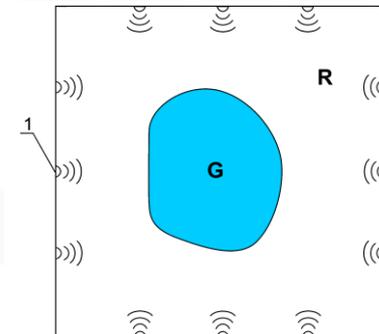
В **НОВОЙ** постановке эксперим. данные могут отсутствовать на части границы

Можно выписать производную Фреше:

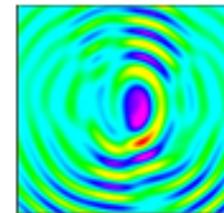
$$\Phi'(u(c), dc) = \sum_{j=1}^M \int \left\{ \left[\int_0^T w_i^j(r, t) u_i^j(r, t) dt \right] dc(r) \right\} dr$$

Можно уменьшить область расчетов, поставив на внутр.границе приближенные условия

неотражения 2-ого порядка: $u_{xt} - \frac{1}{v} u_{tt} + \frac{v}{2} u_{yy} = 0$



Некоторые проблемы разностных схем



- Явная разностная схема 2-го порядка большой потенциал сравнительно простого распараллеливания.
- Обратные некорректно поставленные задачи томографии очень чувствительны к погрешности вычислений --> очень большие расчетные сетки.
- Более того, увеличение частоты зондирования, 3D задачи (объем вычислений $O(n^4)$) --> проблемы накопления ошибки, объемы требуемой памяти (особенно на GPU максимум $n=500$ точек), объемы вычислений.

Выход: использование аппроксимаций более высоких порядков.

На рисунке размер 200×200 мм, 350×350 точек сетки, на длину волны импульса 7 мм приходится ~ 12 точек.

Таким образом, схемы 4-го порядка позволяют уменьшить размер сетки расчетов в 1.5-2 по каждой координате.

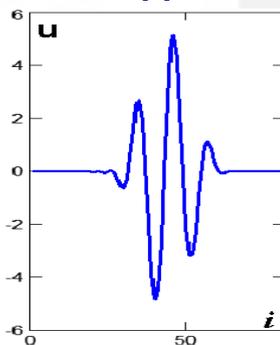


Рис. График зондирующего импульса

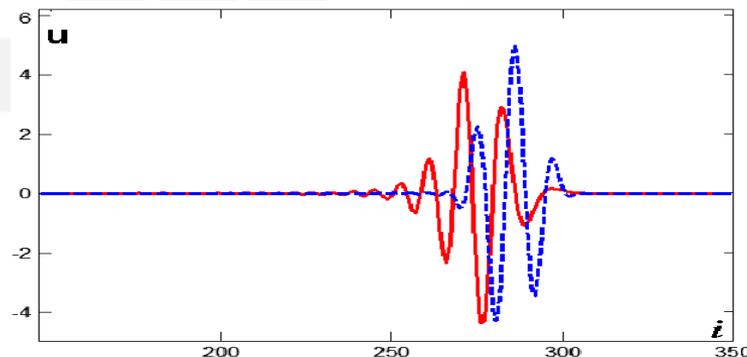
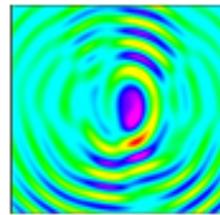


Рис. Сечения импульса в момент t_1 в однородной среде для разностной схемы 2-го (сплошная) и 4-го (пунктир) порядков

Разностные схемы 4-го и выше порядка точности для волнового уравнения



$$\begin{aligned}
 u_{ij}^{k+1} + u_{ij}^{k-1} = & \lambda^2 a (u_{ij+1}^k + u_{ij-1}^k + u_{i+1j}^k + u_{i-1j}^k) \\
 & + \lambda^2 b (u_{i+1j+1}^k + u_{i+1j-1}^k + u_{i-1j+1}^k + u_{i-1j-1}^k) \\
 & + \lambda^2 c (u_{i+2j}^k + u_{i-2j}^k + u_{ij+2}^k + u_{ij-2}^k) \\
 & + \lambda^2 d (u_{i+2j+1}^k + u_{i+2j-1}^k + u_{i-2j+1}^k + u_{i-2j-1}^k + u_{i+1j+2}^k + u_{i+1j-2}^k + u_{i-1j+2}^k + u_{i-1j-2}^k) \\
 & + \lambda^2 e (u_{i+2j+2}^k + u_{i+2j-2}^k + u_{i-2j+2}^k + u_{i-2j-2}^k) \\
 & + \lambda^2 f u_{ij}^k
 \end{aligned}$$

где из условия устойчивости Куранта

$$\lambda = -v\tau/h$$

Для того, чтобы эта схема имела 4-ый порядок и аппроксимировала волновое уравнение

$$a = 14d + 32e + 4/3$$

$$b = -8d - 16e$$

$$c = -2d - 2e - 1/12$$

$$f = 2/\lambda^2 - 24d - 60e - 5$$

Условие, что схема не зависит от направления с 6-ым порядком точности дополнительно дает соотношение

$$d/2 + 2e = -1/60$$

для простоты полагалось

$$d=0, \text{ откуда } e = -1/120$$

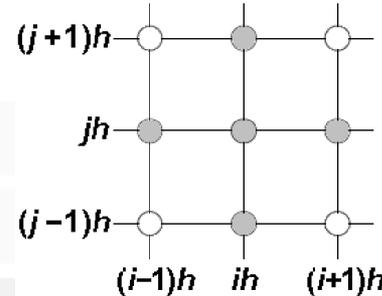


Рис. Шаблон разностной схемы 2-го порядка точности

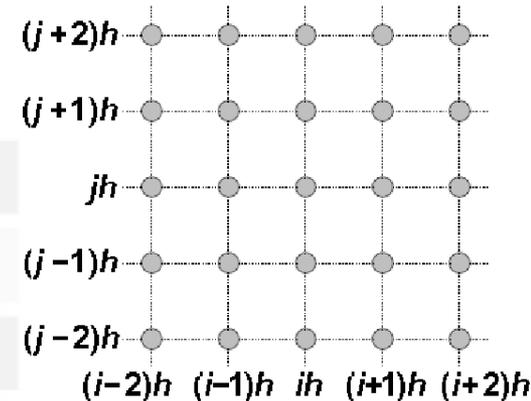
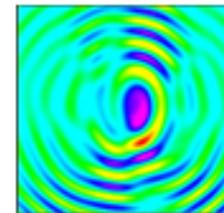


Рис. Шаблон разностной схемы 4-го порядка точности

Выбор значений параметров $d=0$, $e=0$ снижает точность схемы, но в 2-3 раза уменьшает вычисления, исключая диагональные элементы из расчетов

Модельные расчеты для разностных схем 2-го и 4-го порядка точности



Сначала решалась прямая задача распространения ультразвукового импульса 4-го порядка точности, и сохранялись экспериментальные данные $U(s,t)$ на границе.

Затем решались обратные задачи со 2-ым и 4-ым порядками точности.

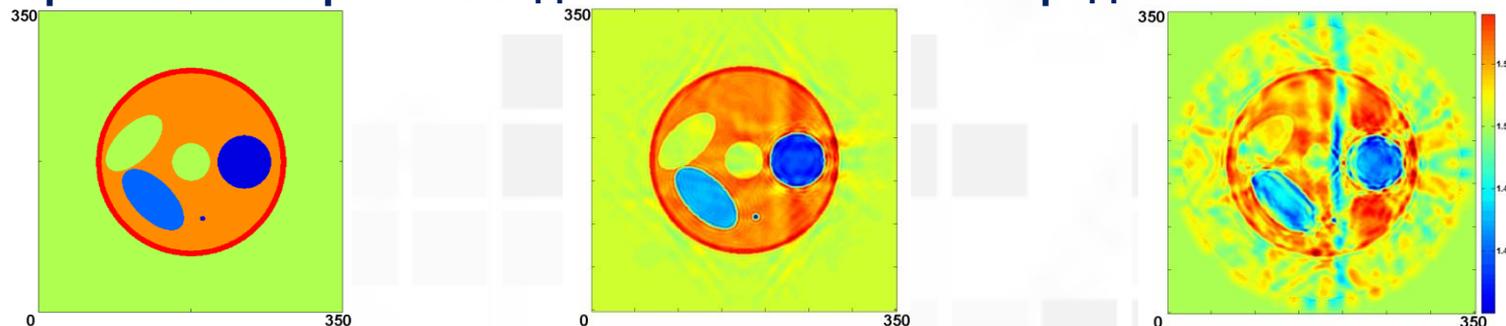
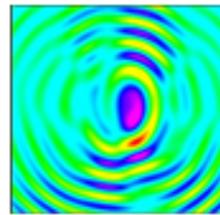


Рис. (слева) - модельное изображение, (центр)- восстановленное изображение с помощью схемы 4-го порядка, (справа)- восстановленное изображение с помощью схемы 2-го порядка

Использование разностных схем 4-го порядка точности позволяет при сохранении точности вычислений в 1.5-2 раза уменьшить размер n расчетной сетки по каждой координате.

Конечно, увеличение порядка точности разностной схемы приводит к увеличению в 2-3 раза количества операций для расчета одной точки в 2D и до 4-5 раз в 3D, а также примерно в 2 раза увеличивается обмен данными при распараллеливании алгоритма на CPU процессорах. Однако суммарный выигрыш по времени составляет около 3 раз.

Нелинейность обратной задачи волновой томографии



В силу нелинейности обратных задач волновой томографии сходимость итерационного процесса зависит от начального приближения.

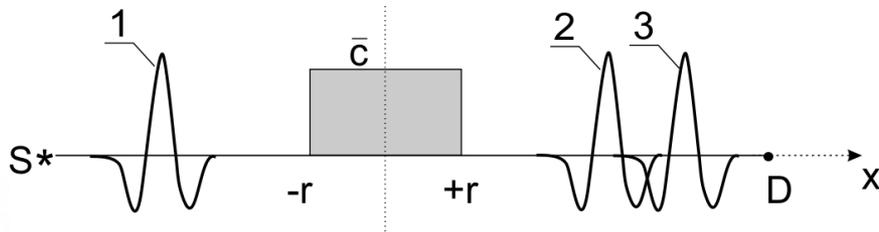


Схема расположения зондирующих импульсов при наличии и отсутствии неоднородности

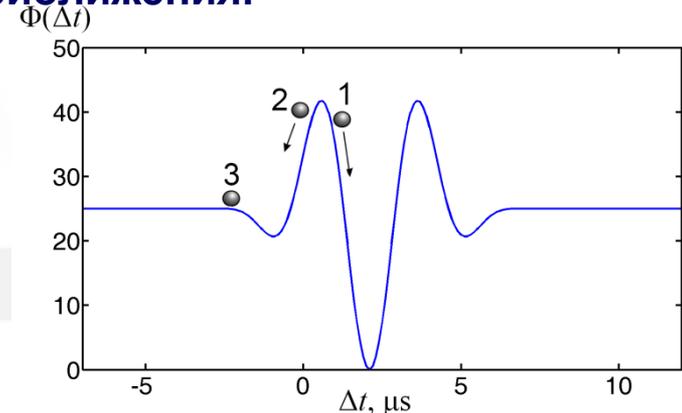


График функционала невязки как функция от задержки для одномерной задачи

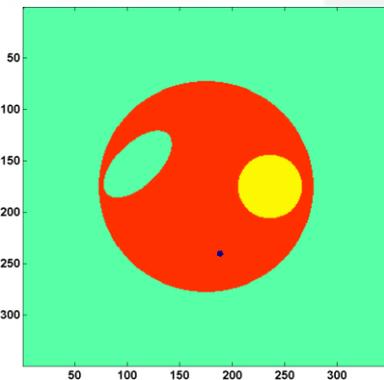


Рис. 1. Модельное изображение – $c(r)$

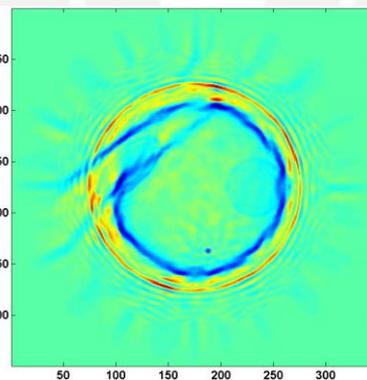
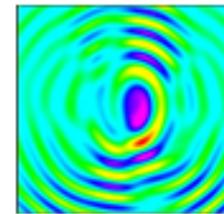


Рис. 2. Скоростной разрез восстановлен в модели (1) с начального приближения $c^0(r)=const.$

Выбор начального приближения в обратных задачах волновой томографии



Предложен 2-ух этапный алгоритм решения нелинейных обратных задач, в которых в качестве начального приближения используется скоростной разрез, полученный из решения линейной обратной задачи в лучевой модели по времени прихода волны.

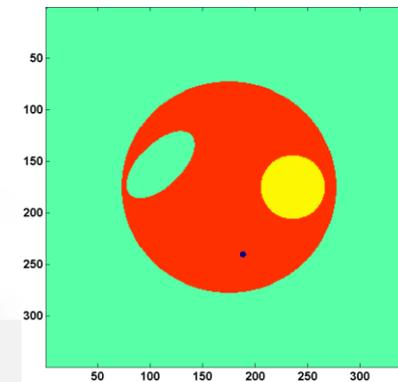
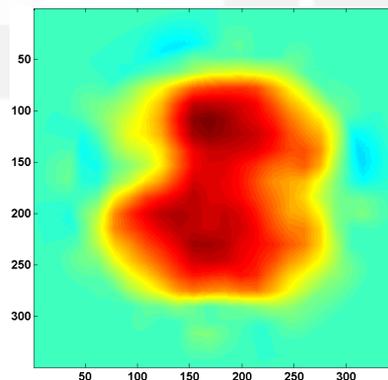
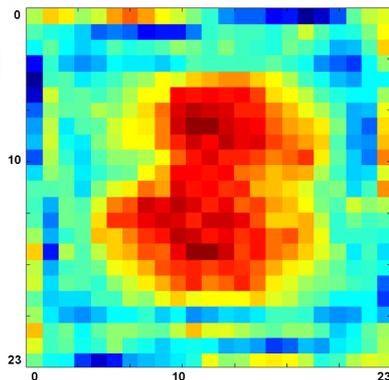


Рис. 1. Модельное изображение $c(r)$



а)

б)

Рис. 2. Восстановленный в лучевой модели скоростной разрез: а) на сетке 23x23 точки, б) после процедуры сглаживания.

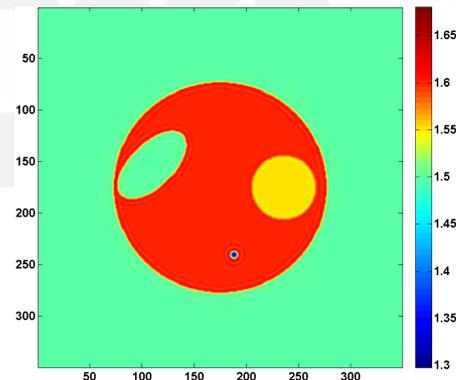
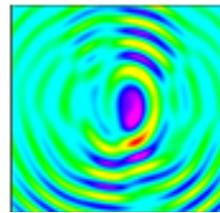


Рис. 6. Скоростной разрез восстановлен в волновой модели с начального приближения, представленного на Рис. 2 б.

Эксперимент по ультразвуковому неразрушающему контролю



Распределение плотности (сетка по оси x (-10.50, 0.050, 10.50) мм, по оси z (-20.50, 0.050, 0.50) мм)
AP: 20 x (0.90 + 0.10) мм, Призма: 0.0 град, (0.0, 0.0) мм

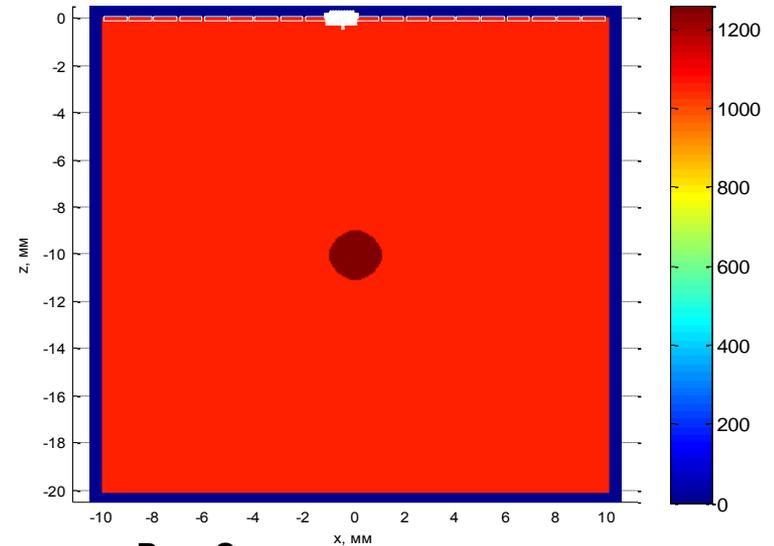


Рис. Вид заготовки из рексолита без отверстия

Рис. Схема эксперимента



Рис. Стенд для проведения измерений

Размер – 20x20 мм
Размер отверстия – $d=2$ мм
Шаг элементов антенной решетки – 0.6 мм
Длина волны – 0.5 мм
Число источников – 100
Число приемников для 1 источника – 32
Скорость в рексолите - 2.33 мм/мкс, 100%
Скорость в глицерине – 1.92 мм/мкс, 82%

Реальные экспериментальные данные ультразвукового неразрушающего контроля

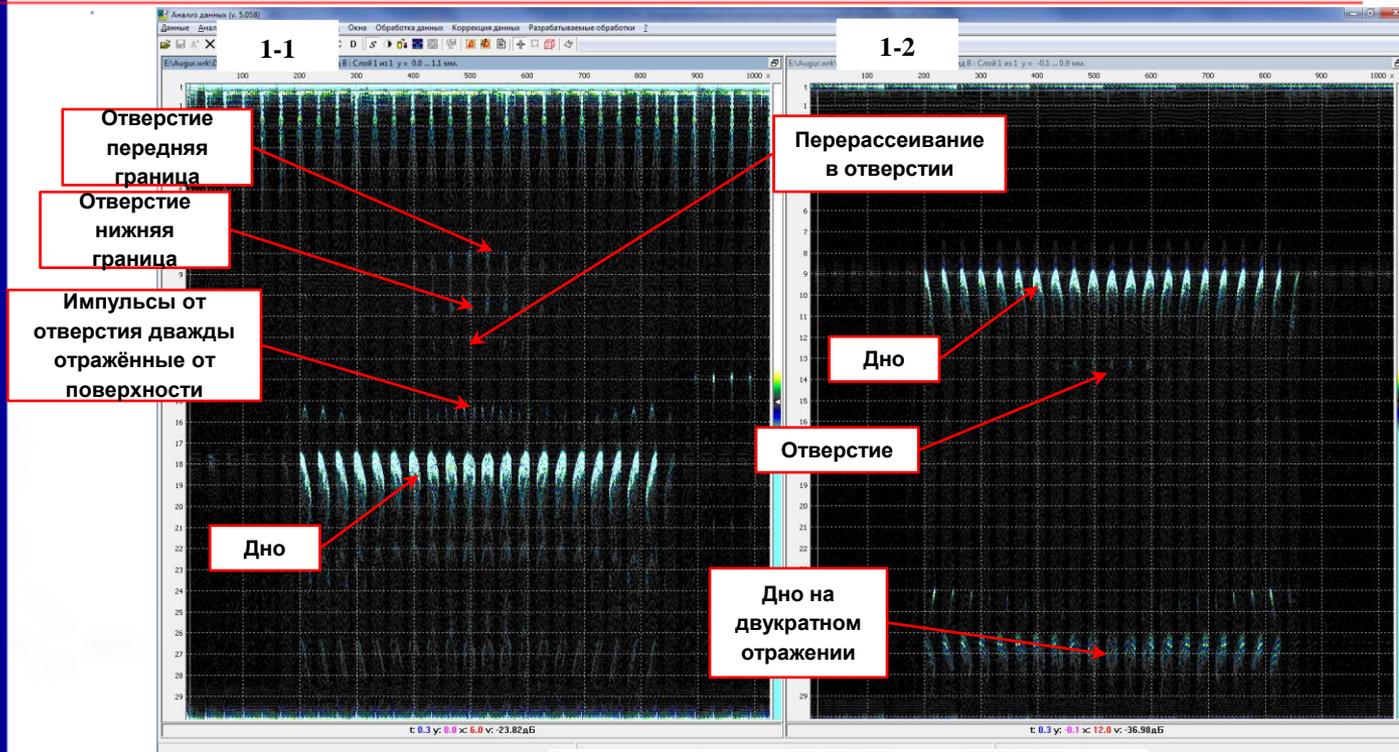
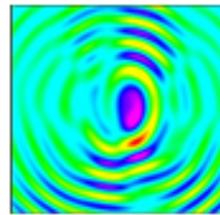


Рис. Реальные экспериментальные данные, полученные в "НПЦ неразрушающего контроля "ЭХО+«. Отверстие заполнено глицерином.

Распределение плотности (сетка по оси x (-10,50, 0,050, 10,50) мм, по оси z (-20,50, 0,050, 0,50) мм)
AP: 20 x (0,90 + 0,10) мм, Призма: 0,0 град, (0,0, 0,0) мм

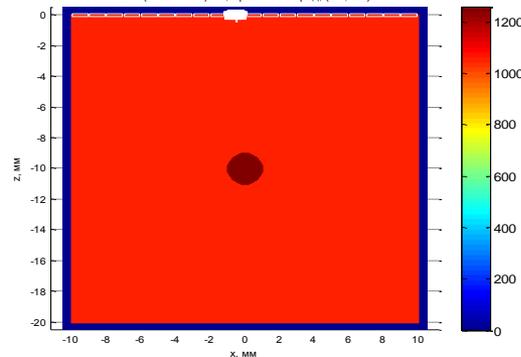
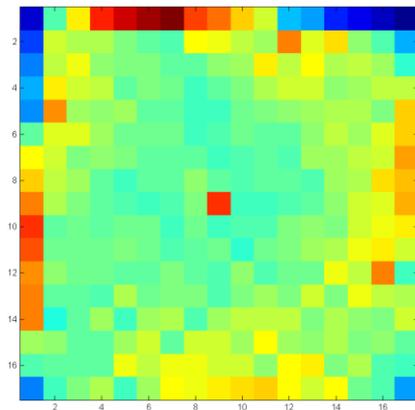
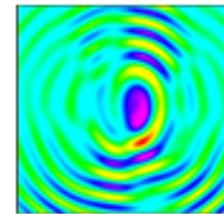


Рис. Схема эксперимента

Выбор начального приближения в обратной задаче ультразвукового неразрушающего контроля на реальных экспериментальных данных



а)

Рис. 2. Восстановленный в лучевой модели скоростной разрез: а) на сетке 17x17 точек, б) после процедуры сглаживания.

б)

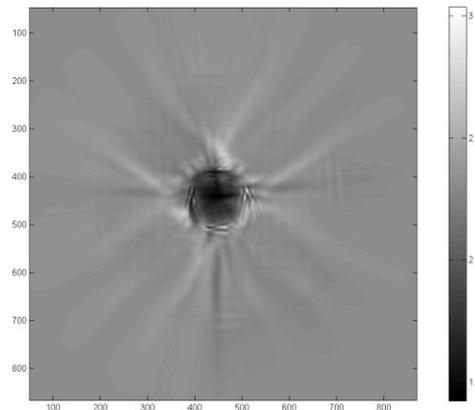
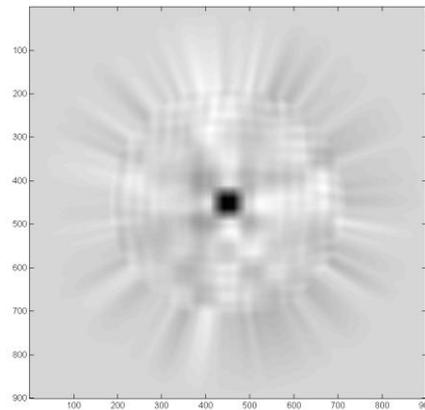


Рис. 6. Скоростной разрез восстановлен в волновой модели с начального приближения, представленного на Рис. 2 б).

- Число источников – 100
- Число приемников для 1 источника – 32
- Сетка расчетов – 900x900 точек
- Время расчета на 100 ядрах CPU «Ломоносов» ~3ч