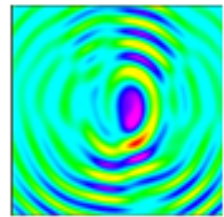


**Международная конференция
"Суперкомпьютерные дни в России",
23-24 сентября 2019 г.**



**Решение обратных задач ультразвуковой томографии
в неразрушающем контроле
на суперкомпьютере**

Базулин Е.Г., Гончарский А.В., Романов С.Ю.

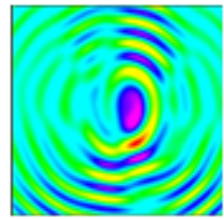
Московский государственный университет им.М.В.Ломоносова, НИВЦ

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

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

Ультразвуковая томография.

Приложение к неразрушающему контролю



Устройство сканирования Ду300 на линейных антенных решётках трансдюсеров, "Научно - производственный центр неразрушающего контроля "ЭХО+ "



- Томографические методы широко используются в медицине, в промышленности. Ультразвуковая томография в неразрушающем контроле (НК) делает первые шаги.
- Целью неразрушающего контроля является надёжное выявление опасных дефектов объектов повышенной опасности, для обеспечения их безаварийной эксплуатации. Диагностика состояния сварных соединений и основного металла опасных объектов (трубопроводы и оборудование атомных станций, магистральные и промышленные газопроводы, компрессорные станции, уникальные изделия машиностроения и другие).
- На практике наибольшее распространение получил ультразвуковой контроль, как обладающий высокой чувствительностью, мобильностью, экономичностью и экологичностью, а также радиационный (рентген).
- При рентгеновском контроле требуется эвакуация персонала из зоны контроля.
- Используемые методы ультразвукового контроля не являются томографическими, малоракурсное зондирование, данные только на отражение.

Ультразвуковая томография

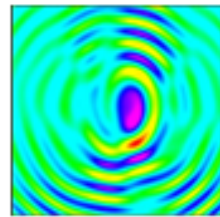


Схема эксперимента в медицине

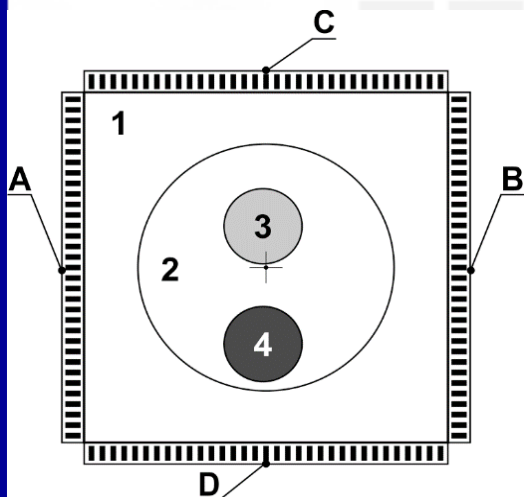
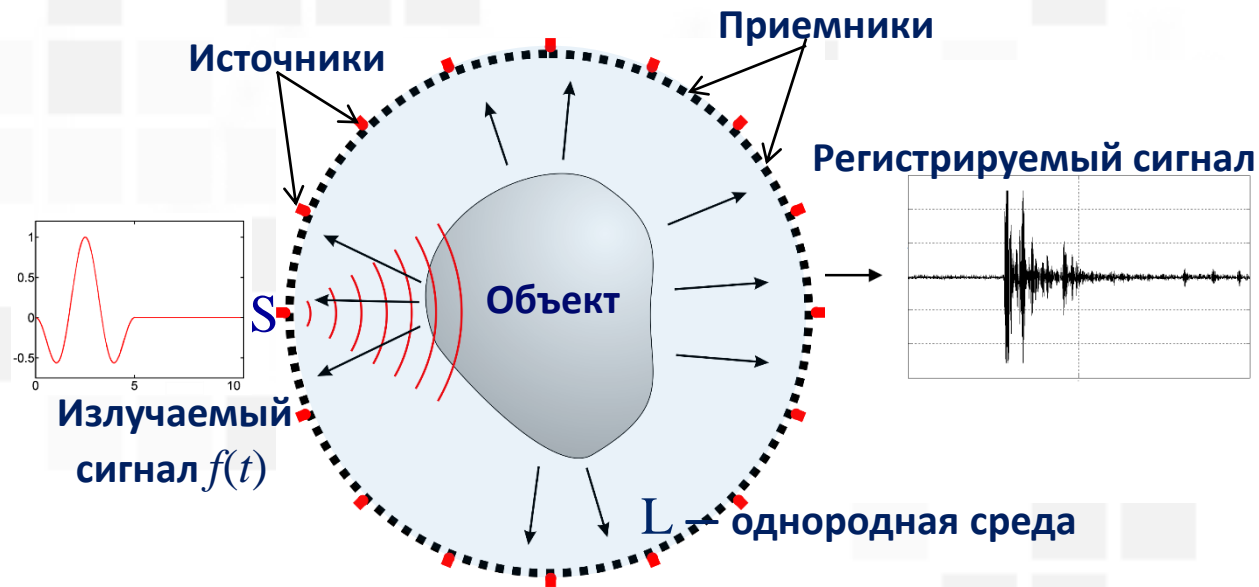
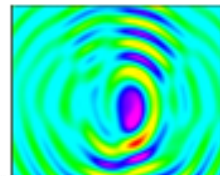


Схема эксперимента в NDT



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.

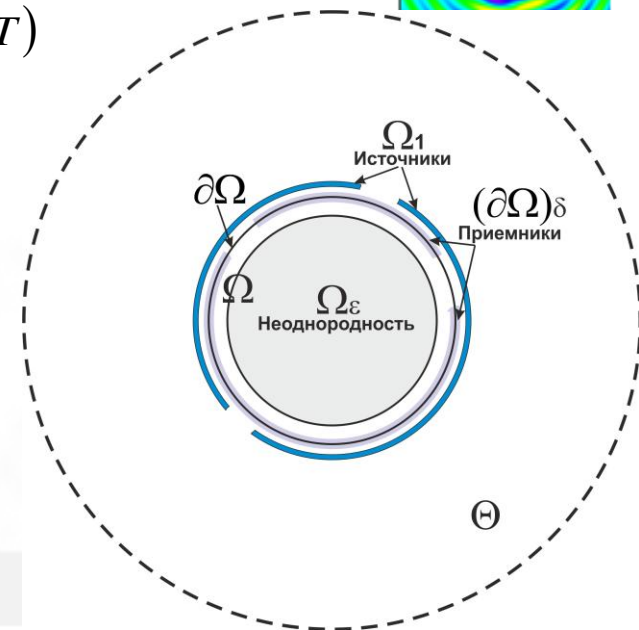
$u(r, t) = U(r, t)$ - известна в $\Gamma_\delta = (\partial\Omega)_\delta \times (0, T)$

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

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

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 этой постановке эксперим. данные могут отсутствовать на части границы

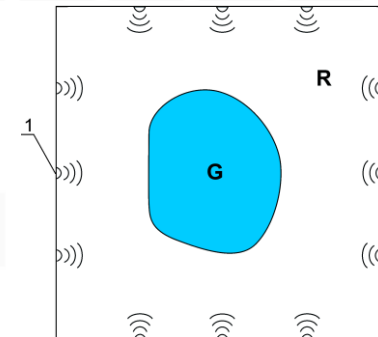


Получена формула для вычисления градиента

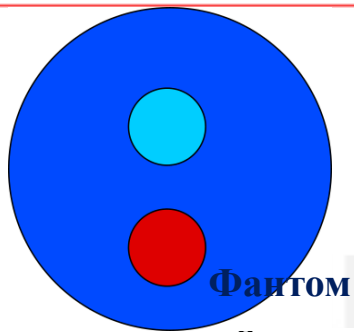
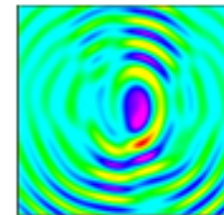
функционала невязки, можно использовать

стандартные методы минимизации функционала:

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



Модельные расчеты в задаче волновой томографии



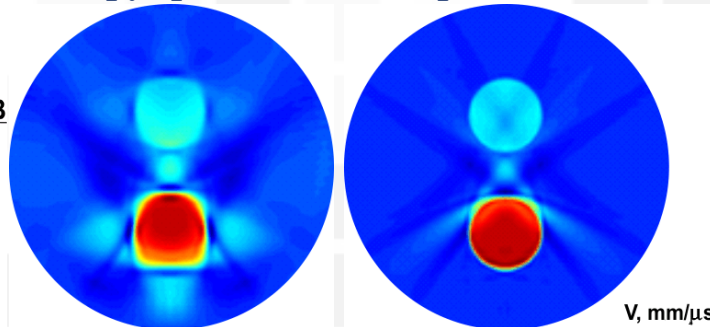
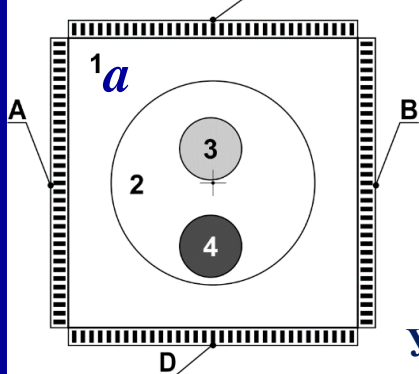
$$c(r)u_{tt}(r,t) - \Delta u(r,t) = f(r,t)$$

$$\Phi(c) = \frac{1}{2} \|u(c)|_{ST} - U\|^2 = \frac{1}{2} \int_0^T \int_S (u(s,t) - U(s,t))^2 ds dt$$

Обратная задача реконструкции скорости $c(r)$ сводится к минимизации функционала невязки.

$U(s,t)$ — экспериментальные данные, $u(s,t; c)$ - решение прямой задачи распространения волны с заданным $c(r)$

Реконструированные изображения



Узкая диаграмма направленности Широкая диаграмма направленности

Результаты реконструкции в задачах томографии сильно зависят от полноты диапазона ракурсов зондирования объекта.

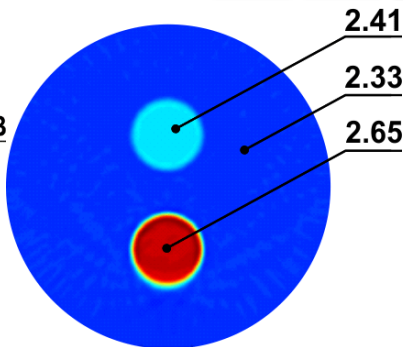
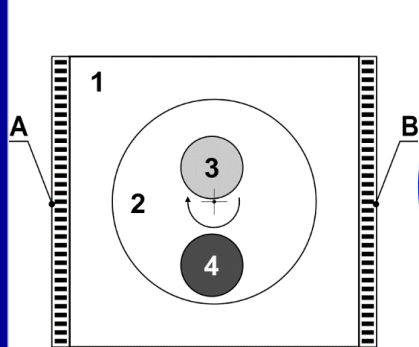
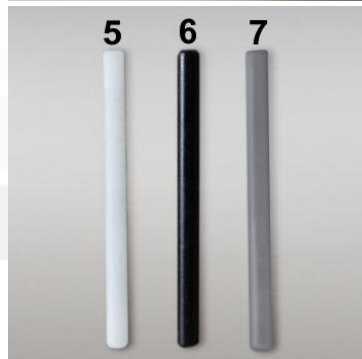
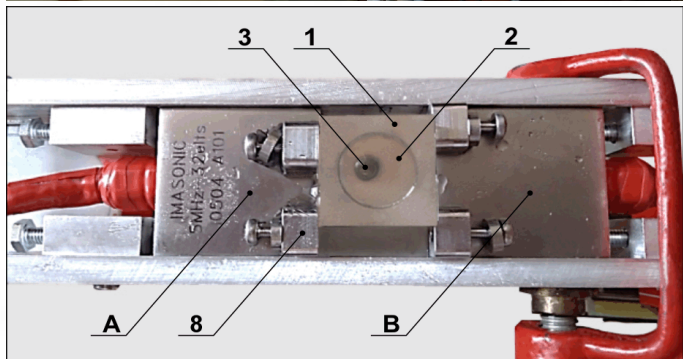
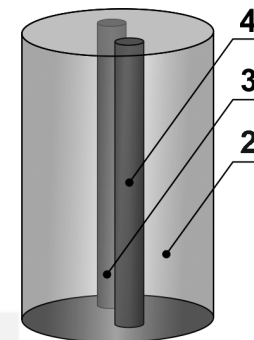
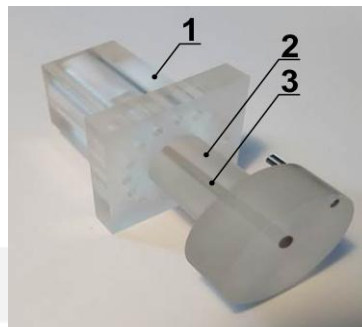
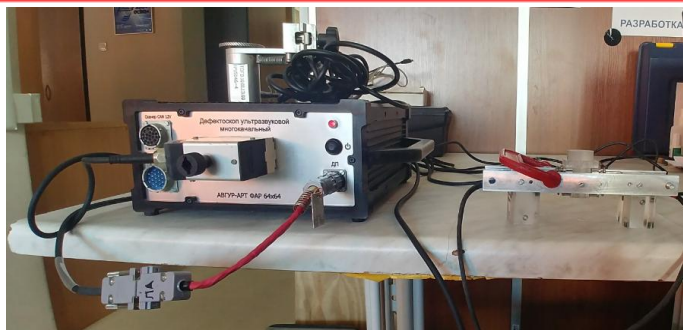
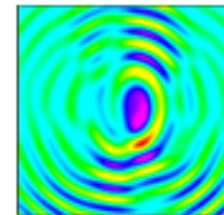


Схема зондирования с вращением

Расширить диапазон ракурсов можно:
- увеличив диаграмму направленности источников;
- используя схему с вращением

Стенд для ультразвуковых томографических исследований в задачах неразрушающего контроля

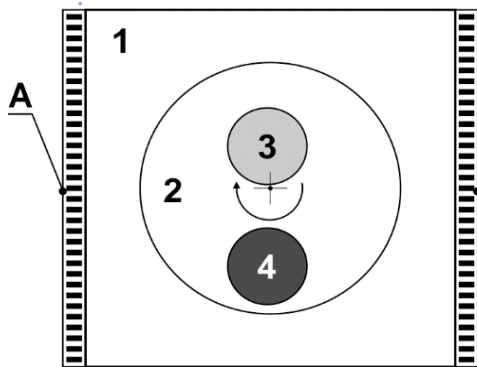
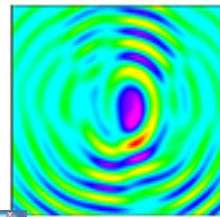


3D модель объекта исследования

Фотографии стенда для ультразвуковых томографических исследований



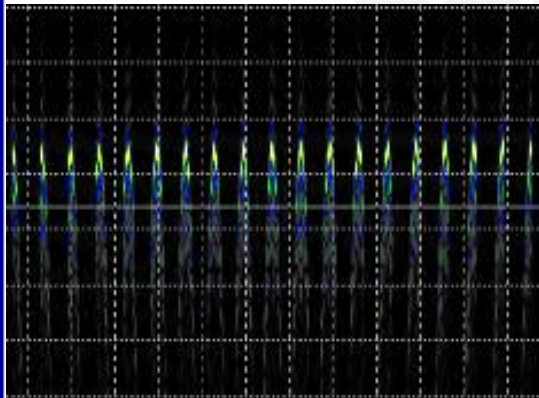
Запись экспериментальных данных на стенде



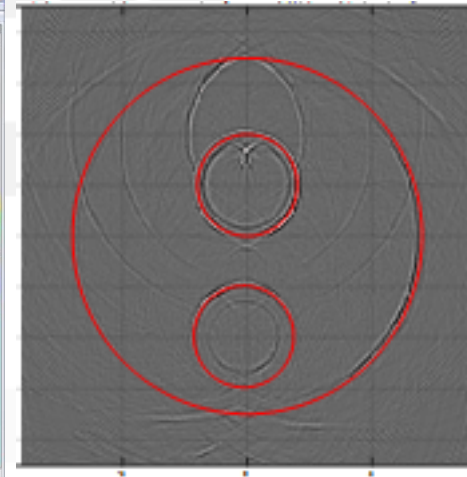
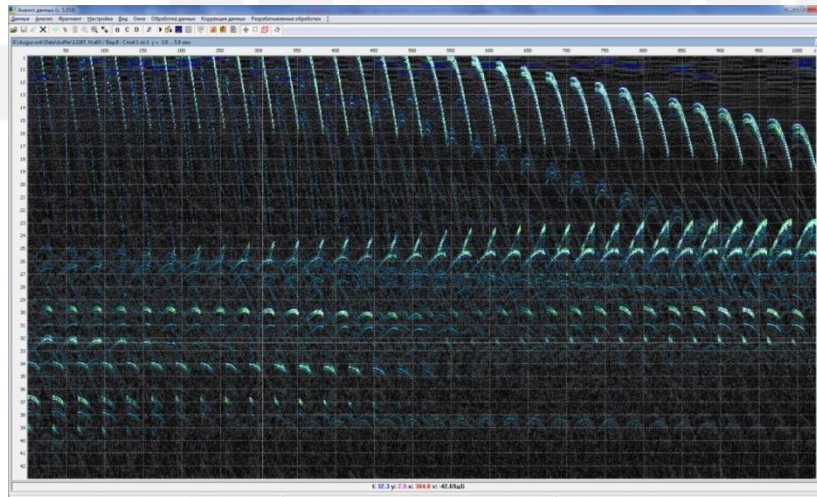
Томографическая схема зондирования



Сигналы от одного источника

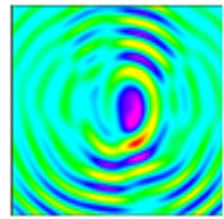


Сигналы от разных источников, записанные антенной решеткой



Реконструкция стандартными методами УЗИ в схеме на отражение

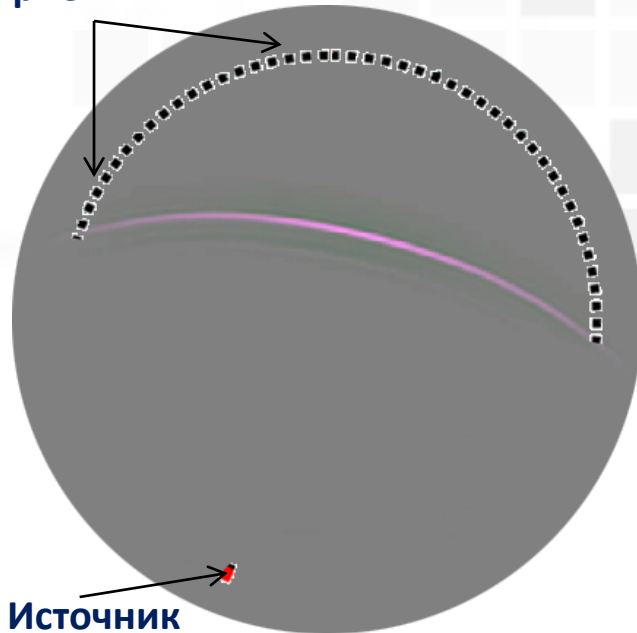
Проблема формирования зондирующего импульса



$$c(r)u_{tt}(r,t) - \Delta u(r,t) = \delta(r - r_0) \cdot f(t)$$

$$\Phi(c) = \frac{1}{2} \|u(c)|_{ST} - U\|^2 = \frac{1}{2} \int_0^T \int_S (u(s,t) - U(s,t))^2 ds dt$$

Приемники



Источник

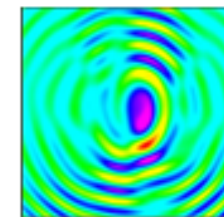
Проблемы:

- В обратной задаче предполагаются известными: $U(s,t)$, скорость среды c_0 , нулевые начальные условия, зондирующий импульс $(r_0, f(t))$.
- импульс определяется: диаграммой направленности, амплитудой, формой волны, затуханием, вариация параметров приемников, погрешности геометрии и т.д.
- Погрешность задания импульса $\sim 5\%$.

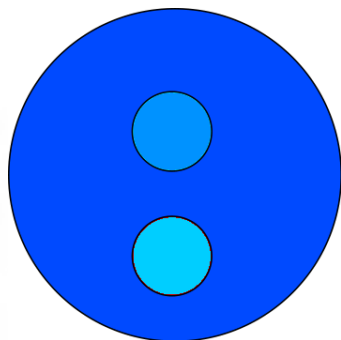
Решение:

- Предварительно проводится эксперимент в однородной среде без объекта для каждого источника.
- По эксперим. данным рассчитываем распространение волны в обратном времени до момента $\delta t > 0$. Запоминаем два слоя по времени.
- Используем эти слои как начальные условия решения прямой задачи в итерациях

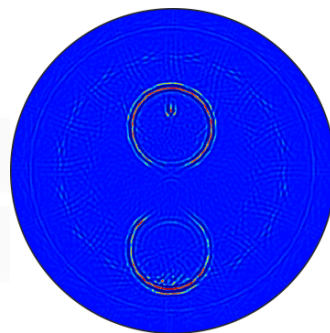
Решение обратной задачи для реального эксперимента



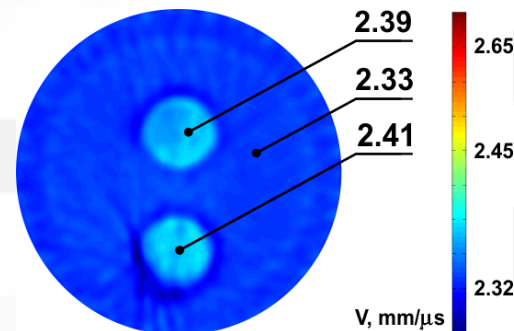
Показано, что реконструкция скоростного разреза возможна в томографической схеме на прохождение и не возможна в схеме на отражение



Фантом скорости $c(r)$



Реконструкция в схеме на отражение

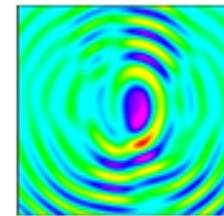


Восстановленная $c(r)$ в схеме на прохождение : $\lambda = 4.7\text{мм}$, начальное приближение $c_0 = \text{const}$

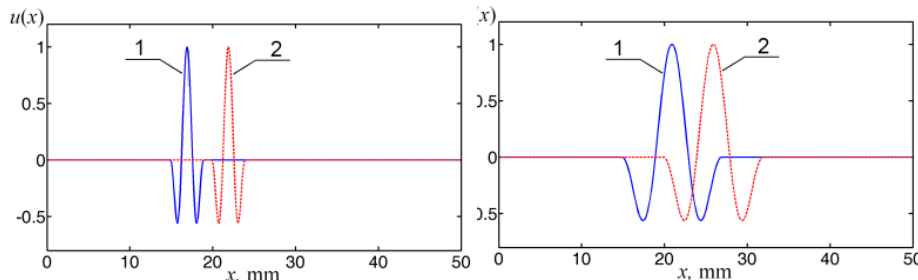
1. Рексолит $c(r)=2,33$
2. Вставка повышенной скорости $c(r)=2,39$ (полиацеталь)
3. Вставка повышенной скорости $c(r) = 2,41$ (эбонит)

Разрешением порядка 1 мм при контрасте скоростей всего 1.5%.

Нелинейность обратной задачи волновой томографии

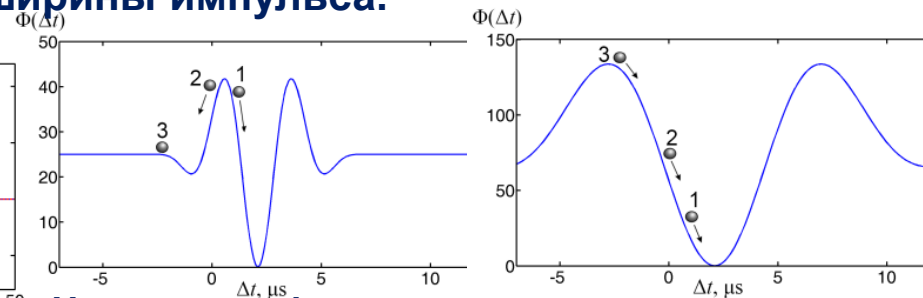


Одна из основных проблем - нелинейность задач ультразвуковой томографии, т.е. функционал невязки имеет локальные минимумы. Сходимость итерационного процесса задачи волновой томографии зависит от начального приближения и ширины импульса.



Расположение импульсов при наличии и отсутствии объекта :

а) $\lambda = 4.7\text{мм}$ (5 МГц), б) $\lambda = 12\text{мм}$ (5 МГц).

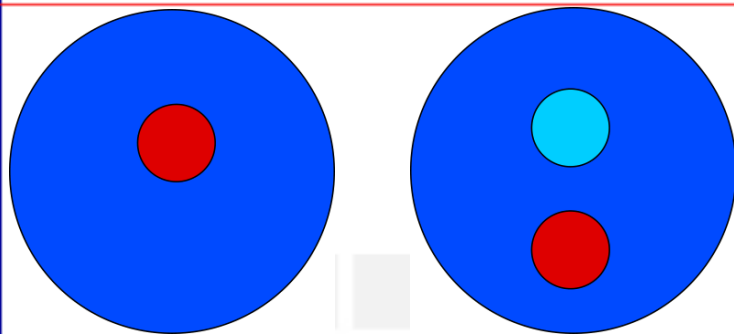
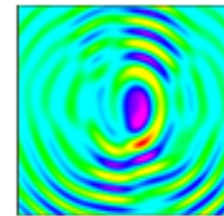


Невязка как функция от задержки прихода импульса для различных начальных приближений и для малой и большой ширины импульса

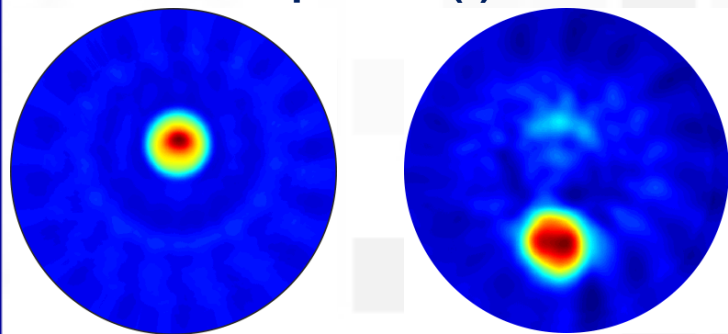
$v_0 v_1 / (2d |v_0 - v_1|) > f_1$ – формула оценки частоты, d – размер объекта, v_0 – скорость фона, v_1 – скорость объекта

- Для реконструкции используется двухчастотный метод. В этом методе на 1 этапе экспериментальные данные фильтруются и используются только низкочастотная часть спектра с частотами менее 2 МГц. По низкочастотным данным реконструируется скоростной разрез с начального приближения $\text{const}=c_0$. Далее, полученное решение используется как начальное приближение на 2 этапе с исходными экспериментальными данными на центральной частоте 5 МГц.
- Двухчастотный метод расширяет область сходимости итерационных методов.

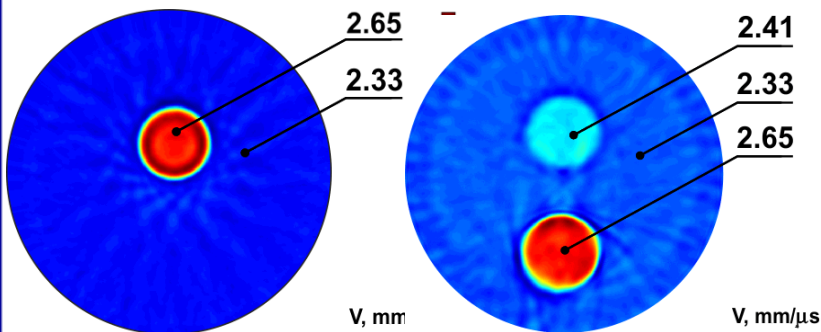
Решение обратной задачи для реального эксперимента двухчастотным методом



Фантом скорости $c(r)$



Восстановленная скорость $c(r)$:
 $\lambda = 12\text{мм}$, начальное приближение c_0



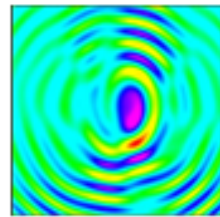
В силу нелинейности сходимость итерационного процесса зависит от начального приближения и ширины импульса.

Впервые в реальном эксперименте продемонстрирована возможность реконструкции скоростного разреза объектов контроля томографическими методами в задачах ультразвукового NDT в твёрдом теле.

Экспериментально подтверждено, что 2D скалярная волновая модель адекватно описывает в проведенном эксперименте распространение продольных волн и может быть использована при решении обратной задачи.

Восстановленная $c(r)$: $\lambda = 4.7\text{мм}$,
начальное приближение $c(r)$, получены
из решения для $\lambda = 12\text{мм}$

Суперкомпьютерные технологии в ультразвуковой томографии



Несмотря на использование скалярной модели, с вычислительной точки зрения обратная задача является достаточно сложной.

Характерные параметры расчетов:

- $N^2 \approx 5 \cdot 10^5$ неизвестных, $N \sim 700$.
- t : ≈ 1000 шагов времени
- Общая вычислительная сложность для 100 итераций, 400 источников — 10^{14}
- Требуемый объём памяти $\sim N^2$
- Рост количества операций $\sim N^3$

- Распараллеливание по источникам
- Тестирование проводилось на СК “Ломоносов” и “Ломоносов-2” СКЦ МГУ. Устройства: на CPU Intel Haswell-EP E5-2697v3, 2.6 GHz, 14 cores, 64 GB, – сеть Infiniband FDR
- Время передачи данных (0.5%)
- Время расчёта-1ч

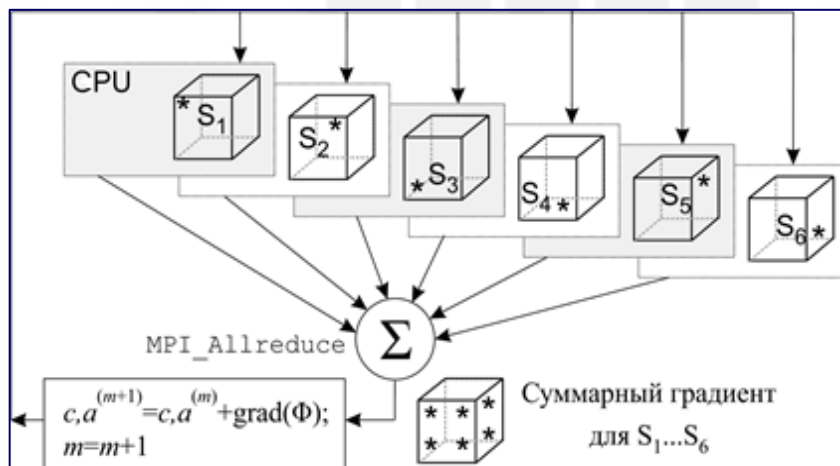


Схема распараллеливания расчётов на CPU