

4. Ковба Л.М., Трунов В.К. Рентгенофазовый анализ. – М.: МГУ, 1976. – 232 с.
5. Уэндландт У. Термические методы анализа. – М.: Мир, 1978. – 218 с.

**ПРИМЕНЕНИЕ АЛГОРИТМА РАСЧЕТА В ЧАСТОТНОЙ ОБЛАСТИ ДЛЯ  
УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТОМОГРАФИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МАТРИЧНЫХ  
ФАЗИРОВАННЫХ РЕШЕТОК В ПРОИЗВОДСТВЕ ДЕТАЛЕЙ И МАШИН**

*Д.О. Долматов, Д.А. Седнев, к.т.н.  
Томский политехнический университет  
634050, г. Томск, пр. Ленина, 30  
E-mail: dolmatovdo@tpu.ru*

Повышение достоверности результатов эхо-метода ультразвукового контроля является одним из важнейших направлений развития данного вида дефектоскопии, который широко применяется в машиностроении. Получение трехмерной визуализации внутренней структуры объекта контроля возможно с использованием ультразвуковых томографов, в которых используются матричные фазированные решетки. В данной работе предлагается алгоритм пространственно-временной обработки эхо-сигналов, зарегистрированных элементами матричной фазированной решетки.

Ultrasonic nondestructive testing is used extensively in mechanical engineering. The development of systems of ultrasonic testing is conditioned by the necessity to increase the reliability of the inspection results. The obtaining of three-dimensional visualization of an internal structure of a controlled object is possible via the application of ultrasonic tomographic systems with matrix phased arrays. In this work, the post-processing algorithm of ultrasonic data registered by the elements of matrix phased array is proposed.

Эхо-метод ультразвукового неразрушающего контроля является одним из наиболее распространенных методов дефектоскопии материалов и изделий в различных областях машиностроения. Современное развитие данного метода неразрушающего контроля связано с необходимостью повышения достоверности его результатов. В этой связи большой интерес представляют ультразвуковые томографы с постобработкой зарегистрированных эхо-сигналов. Такие системы позволяют получать синтезированные изображения внутренней структуры объектов контроля, по которым возможно с высокой точностью определить форму и размер дефектов, оценить степень их влияния на функционирование образца. Получение синтезированных изображений осуществляется за счет пространственно-временной обработки эхо-сигналов с использованием специальных алгоритмов, основанных на методе синтезированной апертуры.

Преимуществом применения в ультразвуковых томографах матричных фазированных решеток является возможность получения трехмерных синтезированных изображений внутренней структуры объектов контроля в одной измерительной позиции. Для получения изображений высокого качества регистрация акустических данных должна осуществляться в режиме двойного сканирования, предусматривающий использование полного набора возможных комбинаций приемник/передатчик и обеспечивающий получение исчерпывающей информации о внутренней структуре объекта контроля [1]. Тем не менее, такой подход связан с большим объемом требуемых вычислений, необходимых для получения синтезированных изображений [2]. Это серьезно ограничивает применение на практике ультразвуковых томографов с матричными фазированными решетками. Одним из решений данной проблемы является разработка и использование вычислительно эффективных алгоритмов пространственно-временной обработки эхо-сигналов.

В ряде областей науки и техники, близких по своим принципам к ультразвуковому неразрушающему контролю (например, гидролокация и сейсмология), широкое распространение получили алгоритмы, основанные на расчетах в частотной области [3,4]. В случае эхо-метода ультразвукового контроля адаптация существующих в других областях подходов возможно только при условии учета его особенностей:

возможное наличие сред с различными акустическими свойствами на пути распространения акустических волн, обусловленное типом применяемого акустического контакта и свойствами объекта контроля; объект контроля является ограниченной областью пространства.

В рамках данной работы был разработан алгоритм расчета в частотной области для ультразвуковой томографии с использованием матричных фазированных решеток. Предложенный алгоритм основан на методе фазового сдвига и интерполяции Столта [5,6].

Для проверки эффективности разработанного алгоритма применялись данные, полученные с использованием компьютерных симуляций, которые проводились в программном пакете CIVA 2016,

который является мощным и универсальным инструментом для симуляции результатов ультразвукового контроля [7]. В качестве тестового образца использовался стальной блок размером 50x50x50 мм с просверленными в нем плоскостными отверстиями диаметром 1 мм. Положение дефектов в объекте контроля представлено на рисунке 1.

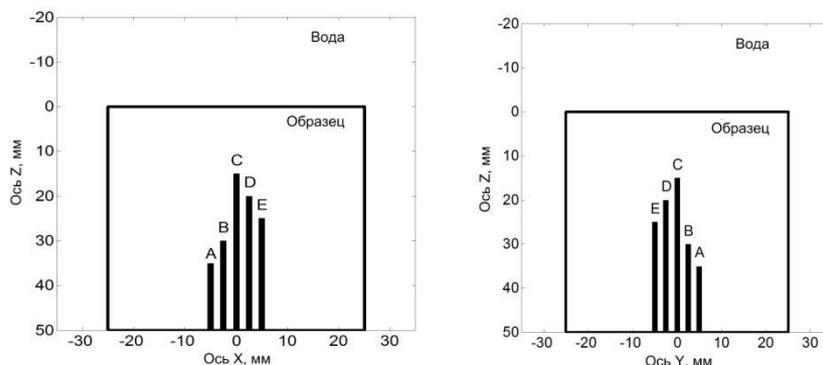


Рис. 1. Положение дефектов в объекте контроля

В представленной на рисунке 1 системе координат дефекты имеют следующие координаты: А(-5;5;35), В(-2,5;2,5;30), С(0;0;15), D(2,5;-2,5;20), Е(5;-5;25). В данной симуляции объект контроля был помещен в воду. В качестве ультразвукового преобразователя применялась матричная фазированная решетка, состоящая из шестидесяти четырех элементов. Расстояние между центрами соседних элементов преобразователя составляло 0,6 мм. Частота каждого элемента составляла 5 МГц. Регистрация эхосигналов элементами матричной фазированной решетки осуществлялась в режиме двойного сканирования с перемещением преобразователя с шагом 1 мм вдоль поверхности объекта контроля.

Результатом компьютерной симуляции являлся набор эхосигналов зарегистрированных элементами фазированной решетки в различных позициях преобразователя. Эти данные использовались как входные для рассматриваемого алгоритма, который был реализован программном пакете Matlab R2016b. Результатом применения рассматриваемого алгоритма к данным является трехмерная визуализация внутренней структуры объекта контроля, проекции которой на плоскость XZ и YZ представлены на рисунке 2.

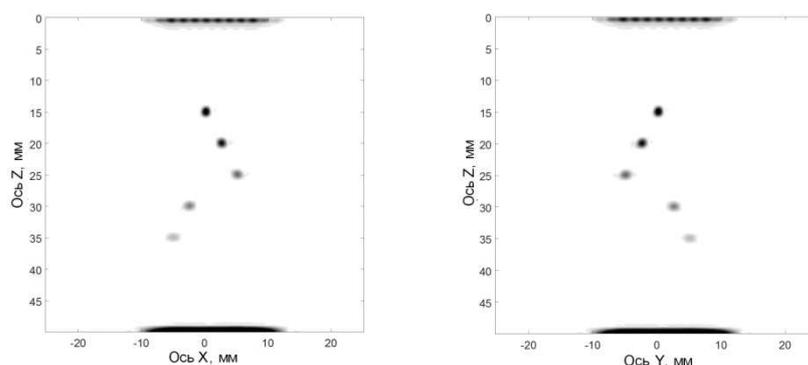


Рис. 2. Результат применения рассматриваемого алгоритма к ультразвуковым данным

Полученные результаты демонстрируют точную и достоверную визуализацию каждого из отражателей, который был смоделирован в объекте контроля при симуляции. Полученные результаты показывают необходимость дальнейшей проверки предложенного алгоритма в реальном эксперименте.

#### Список литературы

6. Базулин Е. Г. Применение ультразвуковой антенной решетки для регистрации эхосигналов методом двойного сканирования для получения изображений дефектов/ Базулин Е. Г., Коколев С. А., Голубев А. С. //Дефектоскопия. – 2009. – №. 2. – р. 18-32.

7. Velichko A. Strategies for ultrasound imaging using two-dimensional arrays / Velichko A., Wilcox P. D. //AIP Conference Proceedings. – AIP, 2010. – Т. 1211. – №. 1. – p. 887-894.
8. Gough P. T. Imaging algorithms for a strip-map synthetic aperture sonar: Minimizing the effects of aperture errors and aperture undersampling / Gough P. T., Hawkins D. W. //IEEE Journal of Oceanic Engineering. – 1997. – Т. 22. – №. 1. – p. 27-39.
9. Kim Y. C. Recursive wavenumber-frequency migration / Kim Y. C., Gonzalez R., Berryhill J. R. //Geophysics. – 1989. – Т. 54. – №. 3. – С. 319-329.
10. Stolt R. H. Migration by Fourier transform / Stolt R. H. //Geophysics. – 1978. – Т. 43. – №. 1. – p. 23-48.
11. Gazdag J. Wave equation migration with the phase-shift method / Gazdag J. //Geophysics. – 1978. – Т. 43. – №. 7. – С. 1342-1351.
12. Calmon P. CIVA: An expertise platform for simulation and processing NDT data / Calmon P. et al. //Ultrasonics. – 2006. – Т. 44. – p. e975-e979.

### **ПРИМЕНЕНИЕ СЕЛЕКТИВНОГО ЛАЗЕРНОГО ПЛАВЛЕНИЯ ДЛЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ МЕДИЦИНСКИХ ИМПЛАНТАТОВ ИЗ ТИТАНА**

*Е.В. Бабакова, ассистент, А.А. Сапрыкин, к.т.н., зав. кафедрой,*

*Е.А. Ибрагимов, ст. преподаватель*

*Юргинский технологический институт (филиал) Национального исследовательского*

*Томского политехнического университета*

*652055, Кемеровская обл., г. Юрга, ул. Ленинградская, 26, тел (384-51) 7-77-61*

*E-mail: babakova@tpu.ru*

Среди металлов для медицинского применения особое место занимает титан. Его физико-механические характеристики и биоинертные свойства определяют применение в производстве медицинских имплантатов. Пористость имплантата способствует более эффективной приживляемости его к костной ткани. Поэтому, актуальной задачей в производстве имплантатов является контроль шероховатости поверхности и пористости. Использование селективного лазерного плавления позволяет не только значительно сократить время изготовления индивидуального имплантата и уменьшить расход материала, но и, управляя всеми основными технологическими параметрами, получать изделие с заданными свойствами.

A special place is occupied by titanium, among metals for medical use. Its physical and mechanical properties and bioinert properties determine application in the manufacture of medical implants. The porosity of the implant facilitates more efficient engraftment it to the bone. Therefore, the actual task in the production of implants is to check the surface roughness and porosity. The use of selective laser melting makes it possible not only to significantly shorten the manufacturing time of an individual implant and to reduce the consumption of a material, but also, managing all the main technological parameters, to obtain a product with specified properties.

Титан и его сплавы широко используются в качестве материалов для изготовления медицинских имплантатов и хирургических инструментов. Это связано с хорошими механическими свойствами, биосовместимостью и высокой коррозионной стойкостью сплавов. Шероховатая поверхность медицинских имплантатов оказывает благоприятное влияние на остеоинтеграционные процессы. Использование пористых имплантатов позволяет надежно фиксировать имплантат в костных тканях за счет увеличения площади соприкосновения поверхности «имплантат – костная ткань». Наилучшие результаты отмечаются для поверхностей с регламентированной пористостью [1]. Но шероховатость и пористость поверхности отрицательно влияют на усталостную прочность при циклических нагрузках. Неровности на поверхности имплантатов играют роль концентраторов напряжений и стимулируют образование усталостных трещин [2]. Следовательно, для устранения противоречий между требованиями остеоинтеграции и усталостной прочностью необходимо получить оптимальную пористую структуру.

На сегодняшний день существует несколько традиционных способов изготовления имплантатов из титана: литьем, фрезерованием и токарной обработкой, порошковой металлургией, штамповкой.

Среди литейного оборудования наиболее известными являются системы Rematitan фирмы Dentaaurum (Германия), Biotan фирмы Schutz Dental (Германия), Morita (Япония) [3, 4, 5]. При данном способе в процессе расплавления материала титан интенсивно взаимодействует с газами и материалами технологической оснастки. Вследствие этого, изготовление имплантатов усложняется необходимостью одновременного плавления и заливки сплава в форму в условиях вакуума, а также применением дорогостоящих высокоогне-