

НЕРАЗРУШАЮЩИЙ КОНТРОЛЬ И ДИАГНОСТИКА МАТЕРИАЛОВ (NONDESTRUCTIVE TESTING AND DIAGNOSTICS OF MATERIALS)

Е.Н.Богомолов
E.Bogomolov

Томский политехнический университет
E-mail: e.n.bogomolov@gmail.com

Статья посвящена актуальной проблеме диагностики материалов включая нано-, мезо-, и макроструктуры. Представлена цифровая рентгеновская томография, восстанавливающая и анализирующая трехмерные изображения внутренней структуры материала. Описан метод рентгеновской томографии пространственной микроструктуры и морфометрии материалов, позволяющий осуществлять неразрушающий контроль состояния органических и неорганических материалов. Исследования в этой области имеют огромное практическое значение, т.к. применение современных методов диагностики в сложных технологических условиях позволяют эффективно контролировать состояние объектов.

(The paper is devoted to the problem of diagnostic materials including nano-, meso- and macrostructures. Digital X-ray imaging, restoring and analyzing of 3D images of the internal structure of the material is presented. Described a method of X-ray imaging and morphometry of the spatial microstructure of materials, to carry out non-destructive monitoring of organic and inorganic materials. Research in this field is of great practical importance since the application of advanced diagnostic methods in complex technological conditions effectively allows you to control the state of an object.)

Ключевые слова:

Неразрушающий контроль, диагностика, рентгеновский микротомограф, цифровая рентгеновская томография, внутренняя структура материала.

(Nondestructive testing, diagnosis, X-ray microtomography, digital X-ray imaging, internal structure of the material.)

Современное состояние диагностического оборудования не позволяет обеспечивать автоматическую диагностику конструкций, систем ответственного оборудования и изделий из наноматериалов; также невозможно предсказать ресурс его работы. Нет возможности проводить с высокой точностью автоматизированные бесконтактные исследования оборудования, расположенного в труднодоступных местах (высоко над землей или под землей). Указанные недостатки обусловлены тем, что, во-первых, отсутствуют комплексные методы и средства, обеспечивающие обследование оборудования с высокой точностью; во-вторых, не используются методы и алгоритмы, обрабатывающие и сообщаемые достоверную информацию о состоянии объекта исследования и осуществляющие автоматизированную диагностику, адаптирующиеся к изменяющимся условиям работы и объектам диагностики.

Любое рентгеновское теневое изображение является плоской проекцией трехмерного объекта. В наиболее простом случае мы можем описать его, как изображение, полученное в параллельных рентгеновских лучах. В данном приближении, каждая точка теневого изображения содержит суммарную информацию по адсорбции конкретного рентгеновского пучка на всем объеме трехмерного объекта. Для параллельной геометрии рентгеновских пучков реконструкция объемного изображения образца из двумерной теневой проекции реализуется с помощью реконструкций серии двумерных срезов образца вдоль одномерных теневых линий.

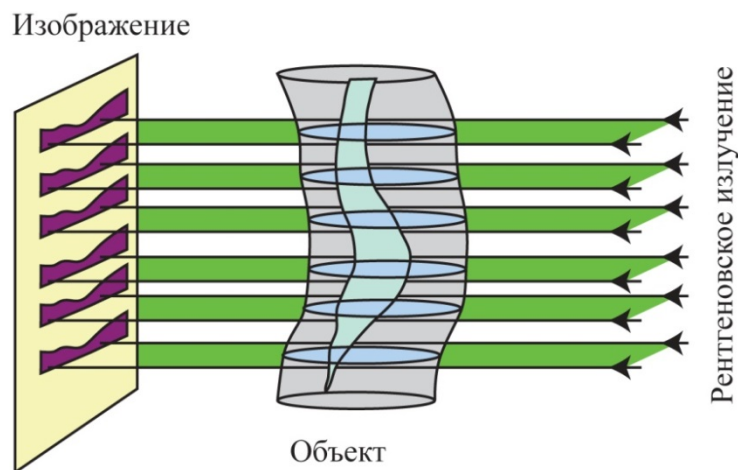


Рис. 1. Геометрия параллельных пучков

Рентгеновские микротомографы (РМТ) относятся к рентгеновским методам измерения микроколичества вещества и используются для неразрушающего контроля элементного состава образцов. РМТ должен обеспечивать достаточно высокую разрешающую способность, позволять исследовать биологические объекты, иметь достаточно высокое быстродействие, обладать аналитическими возможностями поиска и локализации дефектов, а также определения характеристик и геометрических параметров.

Объект исследования является определяющим источником данных для определения таких параметров как: энергии рентгеновского излучения (напряжения на трубке), тип источника рентгеновского излучения, толщины защитных свинцовых экранов (от рассеянного излучения) и схемы просвечивания. Все эти параметры выбираются в зависимости от геометрических размеров контролируемого изделия, чтобы чувствительность контроля не превышала половины размера по глубине минимального из недопустимых дефектов. Конкретные значения недопустимых дефектов регламентируются технической документацией на контролируемый объект.

Проекционным увеличением называют отношение линейного размера элемента теневого изображения объекта исследования, сформированного точечным источником ионизирующего излучения, к размеру соответствующего объекта исследования (рис.2).

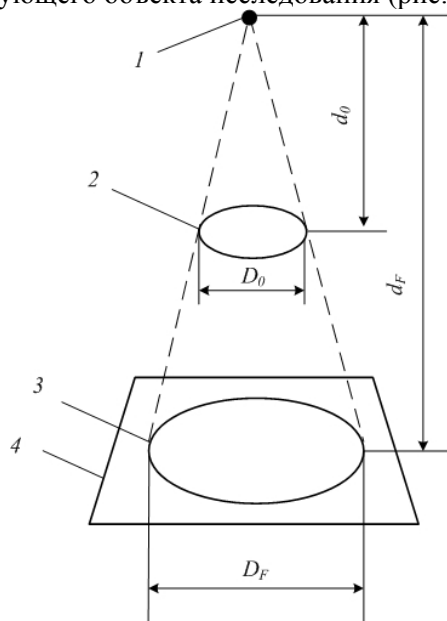


Рис. 2. Схема проекционного увеличения при радиационном контроле:

1 – точечный источник излучения; 2 – объект исследования;
3 – элемент теневого изображения; 4 – радиационный преобразователь

Рентгеновская система генерирует плоское теневое изображение полной внутренней объемной структуры образца, но в отдельной теневой проекции глубинного распределения структур образца полностью смешиваются. Только рентгеновская томография позволяет визуализировать и измерить пространственные структуры образцов без их химической и механической обработки. Как правило, разрешение медицинских аппаратов лежит в пределах $1 \dots 2,5$ мм, что соответствует размеру объемного элемента в $1 \dots 10$ мм³. Применение компьютеризированной рентгеновской микроскопии и микротомографии позволяет улучшить разрешение по объему на 7–8 порядков. На сегодняшний день становится возможным достичь разрешения в 5 мкм, что соответствует размеру объемного элемента порядка 10^{-7} мм³. Как и в случае медицинских рентгеновских аппаратов, внутренняя структура образцов может быть реконструирована и исследована без разрушения образца.

Традиционная оптическая или электронная микроскопия предоставляют двумерные изображения поверхности образца либо его тонких срезов. Однако, в большинстве случаев, заключение о реальной трехмерной структуре образца не может быть сделано на основе двумерных его изображений. Одним из способов получения объемного изображения структуры образца является рассеяние его на очень тонкие слои, которые могут быть исследованы оптическим микроскопом, и конструирование объемной модели на основе набора плоских картинок. Однако эта методика не только чересчур сложна, но также не очень надежна, поскольку структура самого объекта может быть изменена в ходе подготовки и расстояния между сечениями, как правило, слишком велики, чтобы полностью избежать потери информации об объемном строении образца. Продемонстрируем реконструкцию на простом примере (рис. 3):

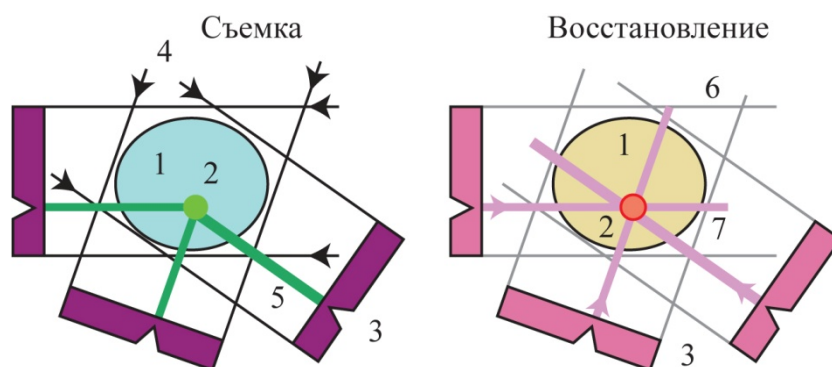


Рис. 3. Схематическое изображение трех различных положений поглощающей области и соответствующая реконструкция из полученных теневых проекций:

1 - исследуемый образец; 2 - область неоднородности; 3 - устройства захвата теневых проекций; 4 - линии направления рентгеновского излучения; 5 - линии проекции области неоднородности; 6 - линии восстановления границ образца; 7 - линии восстановления области неоднородности

Рассмотрим объект с единственной точкой с высокой адсорбцией в неизвестном месте. В одномерной теневой линии будет наблюдаться уменьшение интенсивности вследствие ее поглощения на адсорбирующем объекте. Можно смоделировать в компьютерной памяти пустой ряд пикселей (элементов изображения) соответствующий предполагаемому смещению объекта. Естественно, следует удостовериться, что все части реконструируемого объекта будут находиться в поле зрения. Поскольку известны координаты теней от поглощающих областей объекта, можно выделить в реконструируемой области в памяти компьютера все возможные положения поглощающих областей внутри объекта в виде линий.

Далее следует вращать объект и повторять операцию. В каждом новом положении объекта будем добавлять к реконструируемой области линии возможных положений объекта в соответствии с положением его теневых проекций. Эта операция называется обратным проецированием. После нескольких оборотов можно локализовать положение поглощающей области внутри объема реконструкции. С увеличением числа теневых проекций с различных направлений, эта локализация становится все более четкой (рис. 4).

Обратные проекции: точечный объект



Рис. 4. Реконструкция точечного объекта при различном числе смещений

В случае реконструкции на основании бесконечного числа проекций получается изображение с хорошей четкостью определения позиции области поглощения внутри исследуемого объекта. В то же время точечное изображение будет сопровождаться размытой областью, поскольку оно было получено в ходе наложения линий со всеми возможными отклонениями.

Теперь, поскольку уже известно, что изображение образовано точечным объектом, можно провести предварительную коррекцию начальной информации в линиях сорбции, чтобы сделать конечное изображение наиболее приближенное к реальному объекту. Этот алгоритм дает не только изображения сечений отдельных точечных структур, но и позволяет исследовать реальные объекты.

Каждый материальный объект может быть представлен как большое количество отдельных элементарных поглощающих объемов и линейная адсорбция в каждом рентгеновском пучке соответствует суммарной адсорбции на всех поглощающих структурах встреченных пучком.

Для математического описания связи проекций с искомым распределением $\mu(x,y)$ наряду с неподвижной системой координат (x,y) введём вращающуюся систему координат (ξ,ζ) (рис. 5):

$$\begin{cases} \xi = x \cdot \cos \Theta + y \cdot \sin \Theta \\ \zeta = -x \cdot \sin \Theta + y \cdot \cos \Theta \end{cases} \quad \begin{cases} x = \xi \cdot \cos \Theta - \zeta \cdot \sin \Theta \\ y = \xi \cdot \sin \Theta + \zeta \cdot \cos \Theta \end{cases}$$

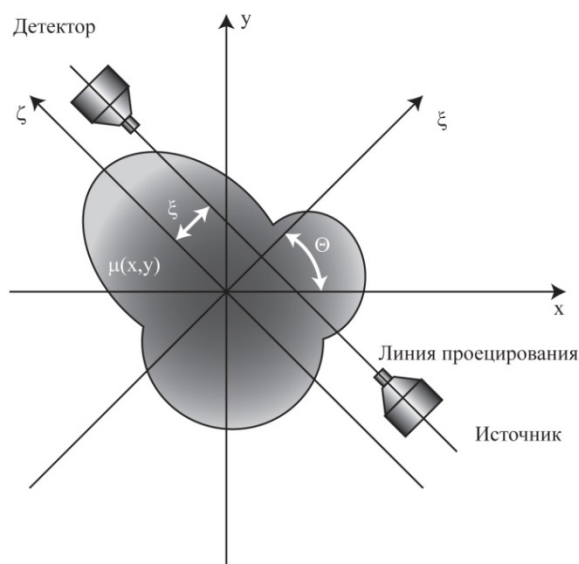


Рис. 5. Неподвижная (x,y) и вращающаяся (ξ,ζ) системы координат

Обозначим через $\mu_{\Theta}(\xi, \zeta)$ распределение линейного коэффициента ослабления в системе координат (ξ, ζ) , повернутой относительно неподвижной системы координат (x,y) на угол Θ : $\mu_{\Theta}(\xi, \zeta) = \mu(x(\xi, \zeta, \Theta), y(\xi, \zeta, \Theta)) = \mu(\xi \cos \Theta - \zeta \sin \Theta, \xi \sin \Theta + \zeta \cos \Theta)$.

В частности, $\mu_{\Theta=0}(\xi, \zeta) = \mu(x, y)$.

Для интенсивности $I(\xi, \Theta)$ излучения, прошедшего через объект, получим:

$$I(\xi, \Theta) = I_0 e^{-\int_{-\infty}^{+\infty} \mu_{\Theta}(\xi, \zeta) d\zeta}.$$

При этом было учтено, что за пределами объекта $\mu(x, y) \equiv 0$. Проекцией $\rho(\xi, \Theta)$ называют такую величину:

$$\rho(\xi, \Theta) = -\ln \frac{I(\xi, \Theta)}{I_0} = \int_{-\infty}^{+\infty} \mu_{\Theta}(\xi, \zeta) d\zeta.$$

Таким образом, получим следующее выражение для проекции:

$$\begin{aligned} \rho(\xi, \Theta) &= \int_{-\infty}^{+\infty} \mu_{\Theta}(\xi, \zeta) d\zeta = \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x(\xi, \zeta, \Theta), y(\xi, \zeta, \Theta)) d\zeta = \\ &= \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(\xi \cos \Theta - \zeta \sin \Theta, \xi \sin \Theta + \zeta \cos \Theta) d\zeta. \end{aligned} \quad (1)$$

Соотношение (1) называется преобразованием Радона двумерной функции $\mu(x, y)$. Представление для преобразования Радона, использующее свойства дельта-функции Дирака:

$$\rho(\xi, \Theta) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(x, y) \delta(\xi - x \cos \Theta - y \sin \Theta) dx dy.$$

Таким образом, двумерные сечения объекта могут быть восстановлены из одномерных теневых линий с различных ракурсов. Однако большинство рентгеновских излучателей не способны генерировать параллельные пучки излучения. В реальности используются точечные источники, производящие конические пучки рентгеновского излучения. Для томографии решением этой проблемы явилось перераспределение теневой информации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Терещенко С.А. Методы вычислительной томографии. – М.: Физматлит, 2004. – 320 с.
2. Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии: Учебное пособие. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. – 132 с.
3. Современные методы исследования материалов и нанотехнологий: Учеб. пособие (Лабораторный практикум) / М.А. Бубенчиков, Е.Э. Газиева, А.О. Гафуров и др.; Под ред. д.т.н., профессора В.И. Сырямкина. — Томск: Изд-во Том.ун-та, 2010. — 366 с.
4. Богомолов Е.Н., Бразовский В.В., Бородин В.А., Сырямкин В.И. САПР рентгеновских микротомографов // Телекоммуникации. Информационно-аналитический и учебно-методический журнал. – М: Изд-во Наука и Технологии, 2012. – №5. – С. 7–14.
5. Bogomolov E. N., Brazovskiy V. V., Syryamkin V. I., Borodin V. A., Bureev A. Sh. and Vasiliev A. V. Engineering Calculation of X-Ray Microtomographic Scanners // Multifunctional Chemical Materials and Technologies. – Tomsk, 2012. – P. 307–309.
6. Syryamkin V.I., Bogomolov E.N., Brazovsky V.V., Bureev A.Sh., Glushkov G.S., Vasiliev A.V. Computer-aided Design of X-ray Microtomographic Scanners // Advances in Computed Tomography – Scientific Research. – 2013. – №2. – P 83–90.
7. Способ рентгеновской томографии и устройство для его осуществления: пат. 2505800 Рос. Федерация. № 2012119065; заявл. 10.05.12; опубл. 27.01.2014.

Сведения об авторах:

Богомолов Е.Н.: Томск, Томский политехнический университет, ассистент кафедры интегрированных компьютерных систем управления.