

УДК 608.2

**РЕНТГЕНОВСКИЕ ЦИФРОВЫЕ
МИКРОТОМОГРАФЫ**

В.И. Сырямкин, В.А. Бородин, А.Ш. Буреев,
Г.С. Глушков, А.В. Васильев

Томский государственный университет
E-mail: vborodin@yandex.ru

Сырямкин Владимир Иванович, д-р техн. наук, профессор, директор МУИПЦ «Технологический менеджмент» Томского государственного университета.

E-mail: d_s_Zhdanov@mail.ru
Область научных интересов: мехатронные системы, интеллектуальные автоматизированные системы, адаптивные алгоритмы.

Бородин Владимир Алексеевич, аспирант факультета прикладной математики и кибернетики Томского государственного университета, инженер-программист отдела оптических систем ОАО «НИИПП», г. Томск.

E-mail: vborodin@yandex.ru
Область научных интересов: мехатронные системы, адаптивные алгоритмы.

Буреев Артем Шамильевич, директор ОАО «Диагностика+», г. Томск.

E-mail: d_s_Zhdanov@mail.ru
Область научных интересов: медицинское приборостроение, интеллектуальные автоматизированные системы.

Глушков Глеб Сергеевич, инженер-программист отдела оптических систем ОАО «НИИПП», г. Томск.

E-mail: d_s_Zhdanov@mail.ru
Область научных интересов: интеллектуальные автоматизированные системы, адаптивные алгоритмы.

Васильев Александр Владимирович, руководитель группы технической диагностики отдела оптических систем ОАО «НИИПП», г. Томск.

E-mail: av-vasil@yandex.ru
Область научных интересов: интеллектуальные автоматизированные системы, рентгенооптика.

Рассказывается о строении и принципах работы рентгеновских микротомографов – приборов для исследования структуры и построения трехмерных изображений исследуемых органических и неорганических объектов на основе теневых проекций. Рентгеновская томография – метод неразрушающего послойного исследования структуры неоднородных объектов в рентгеновском излучении, основанный на зависимости линейного коэффициента поглощения в рентгеновском диапазоне от состава и плотности вещества. Рентгеновская томография является одним из методов вычислительной томографии.

Ключевые слова:

Томография, дефектоскопия, диагностика, рентгеновский микротомограф, рентгенооптическая система, мехатронная система, обработка изображений.

Обычно под томографией понимается метод исследования, с помощью которого можно получать изображения определенного слоя исследуемого объекта. Суть метода заключается в согласованном перемещении рентгеновской трубки и кассеты с пленкой в противоположных направлениях относительно неподвижного объекта. При синхронном движении трубки и кассеты четким на пленке получается только необходимый для исследования слой. Данный метод получил название классическая, или линейная, томография, и в настоящее время доля исследований, проводимых с его помощью, уменьшается.

Вычислительная томография – область математики, занимающаяся разработкой математических методов и алгоритмов восстановления внутренней структуры объекта по проекционным данным. Задача построения трехмерного изображения (структуры) объекта на основе теневых проекций называется прямой томографической задачей. Обратная задача – формирование произвольного проекционного вида на основе трехмерного изображения.

Существуют следующие виды томографии:

- Звуковая (сейсмическая) томография.
- Томография с использованием электромагнитного излучения: эмиссионная радионуклидная (гамма-

- излучение), рентгеновская (КТ, РКТ), оптическая (лазерная), томография в радиодиапазоне.
- Томография с использованием электромагнитных полей: магнитно-резонансная, электроимпедансная.
- Томография с использованием элементарных частиц: нейронная, электронная или позитронная, протонная, нейтринная.
- Рентгеновская компьютерная томография – томографический метод исследования внутренней структуры объекта с использованием рентгеновского излучения.

Рентгеновский микротомограф – прибор для построения внутренней структуры исследуемого органического или неорганического объекта на основе теневых проекций. Рентгеновские микротомографы достаточно широко используются в различных областях: медицинская томография (как вид медицинской визуализации и медицинской диагностики) и промышленная томография (как вид дефектоскопии). В соответствии с областью применения к приборам подобного рода предъявляются самые различные требования по точности, скорости работы, мощности используемых источников рентгеновского излучения, по габаритам и массе, а также по размерам исследуемых объектов.

Обобщенная схема рентгеновского микротомографа (РМ) представлена на рис. 1.



Рис. 1. Обобщенная схема рентгеновского микротомографа

РМ состоит из следующих блоков:

1. Программное обеспечение (для восстановления 2D и 3D изображений).
2. Блок управления 1.

3. Корпус с высоковольтным источником питания.
4. Программное обеспечение для диагностики материалов.
5. Управляющее устройство (микроконтроллер или ПК-клиент).
6. Источник излучения (рентгеновская трубка).
7. Мехатронная система (позиционирование по осям x , y , z).
8. Рабочий стол (рабочая зона).
9. Блок управления 2.
10. Приемник излучения (рентгеновский детектор на ПЗС-матрице).

РМ работает следующим образом.

Метод рентгеновской томографии пространственной микроструктуры и морфометрии материалов, живых объектов или тканей не требует подготовки образцов и изготовления тонких срезов с последующим совмещением. Сканирование объектов исследования позволяет получить полные сведения о внутренней пространственной микроструктуре образца с микронным и субмикронным пространственным разрешением, сохраняя структуру образца или жизнь подопытному животному.

Трехмерное изображение образца строится на основе полученных при просвечивании рентгеновским лучом теневых проекций, которые преобразуются в цифровые изображения.

Источник и приемник рентгеновского излучения перемещаются относительно исследуемого объекта с помощью шаговых двигателей (ШД) и исполнительных устройств смещения по координатам X , Y и Z для получения теневой проекции нужного слоя. Мехатронная система в этом случае управляется посредством управляющего устройства [1].

Целесообразность использования в качестве исполнительного элемента ШД определена тем, что по сравнению с другими двигателями, которые могут выполнять такие же или подобные функции, система управления ШД обладает следующими отличительными признаками: *во-первых*, у нее нет обратной связи, обычно необходимой для управления положением или частотой вращения; *во-вторых*, не накапливается ошибка положения; *в-третьих*, ШД совместим с современными цифровыми устройствами. Третье отличие позволяет управлять ШД цифровым кодом от ЭВМ при формировании движения заданного вида без промежуточных преобразований в аналоговый сигнал [1].

ШД служат для преобразования электрического управляющего сигнала в дискретное (скачкообразное) угловое перемещение выходного вала. Угол поворота вала, называемый угловым шагом, точно соответствует числу и порядку следования управляющих импульсов, поступающих на обмотки статора ШД. По принципу работы ШД являются синхронными, так как электромагнитный момент, действующий на их ротор, создается силами магнитного притяжения полюсов статора и ротора.

ШД получили наибольшее применение в системах с автоматизированным программным электроприводом.

Роторы ШД имеют явнополюсное исполнение. Они подразделяются на активные (имеющие обмотку возбуждения или постоянные магниты) и пассивные (реактивные). При активном роторе можно получить относительно большие моменты, а при роторе с постоянными магнитами можно обеспечить его фиксацию при обесточенных обмотках.

На статоре ШД располагается одна или несколько обмоток – обмоток управления. Они поочередно в определенной последовательности получают сигнал от электронного коммутатора. Реактивные ШД работают от однополярных импульсов, так как изменение полярности импульса не изменяет направления сил, действующих на невозбужденный ротор.

Рентгеновское излучение представляет собой электромагнитные волны, энергия фотонов которых лежит на энергетической шкале между ультрафиолетовым излучением и гамма-излучением, что соответствует длинам волн от 10^{-4} до $10^2 \text{ \AA}$ (от 10^{-14} до 10^{-8} м).

Энергетические диапазоны рентгеновского излучения и гамма-излучения перекрываются в широкой области энергий. Оба типа излучения являются электромагнитным излучением и при одинаковой энергии фотонов – эквивалентны. Различие лежит в способе возникновения: рентгеновские лучи испускаются при участии электронов (либо в атомах, либо свободных), в то

время как гамма-излучение испускается в процессах девозбуждения атомных ядер. Фотоны рентгеновского излучения имеют энергию от 100 эВ до 250 кэВ, что соответствует излучению с частотой от $3 \cdot 10^{16}$ до $6 \cdot 10^{19}$ Гц и длиной волн 0,005...10 нм (общепризнанного определения нижней границы диапазона рентгеновских лучей в шкале длин волн не существует). Мягкий рентген обладает наименьшей энергией фотона и частотой излучения (и наибольшей длиной волны), а жесткий рентген обладает наибольшей энергией фотона и частотой излучения (и наименьшей длиной волны) [2].

Рентгеновское излучение получают, как правило, при помощи специализированных вакуумных приборов – рентгеновских трубок. Схематическое изображение рентгеновской трубки представлено на рис. 2:

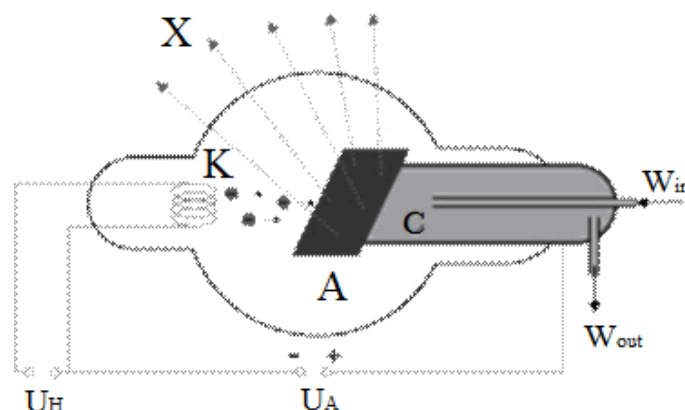


Рис. 2. Схематическое изображение рентгеновской трубки. X – рентгеновские лучи; K – катод; A – анод (иногда называемый антикатодом); C – теплоотвод; U_h – напряжение накала катода; U_a – ускоряющее напряжение; W_{in} – впуск водяного охлаждения; W_{out} – выпуск водяного охлаждения

Рентгеновские лучи возникают при сильном ускорении заряженных частиц (в основном электронов) либо же при высокоэнергетичных переходах в электронных оболочках атомов или молекул. Оба эффекта используются в рентгеновских трубках, в которых электроны, испущенные раскалённым катодом, ускоряются (при этом рентгеновские лучи не испускаются, т. к. ускорение слишком мало) и ударяются об анод, где они резко тормозятся (при этом испускаются рентгеновские лучи: т. н. тормозное излучение) и в то же время выбивают электроны из внутренних электронных оболочек атомов металла, из которого сделан анод. Пустые места в оболочках занимаются другими электронами атома. При этом испускается рентгеновское излучение с определенной, характерной для материала анода, энергией (характеристическое излучение, частоты определяются законом Мозли:

$$\sqrt{\nu} = A \cdot Z + B,$$

где Z – атомный номер элемента анода, A и B – константы для определённого значения главного квантового числа n электронной оболочки).

В настоящее время аноды изготавливаются главным образом из керамики, причём та их часть, куда ударяют электроны, – из молибдена. В процессе ускорения-торможения 1 % энергии идёт на рентгеновское излучение и 99 % энергии идёт на тепловыделение.

Рентгеновское излучение можно получать также и на ускорителях заряженных частиц. Синхротронное излучение возникает при отклонении пучка частиц в магнитном поле, в результате чего они испытывают ускорение в направлении перпендикулярном их движению. Синхротронное излучение имеет сплошной спектр. При соответствующим образом выбранных параметрах (величина магнитного поля и энергия частиц) в спектре синхротронного излучения можно получить и рентгеновские лучи.

По назначению рентгеновские трубки разделяются в соответствии с ГОСТ 866-41 на следующие основные типы:

1. диагностические;
2. терапевтические;
3. трубки для структурного анализа;
4. трубки для просвечивания материалов.

Это подразделение в значительной степени условно. Трубки диагностические могут применяться в некоторых случаях для терапии или просвечивания материалов, а трубки для просвечивания материалов вполне пригодны для всех видов рентгенотерапии. Однако каждая область применения рентгеновского излучения предъявляет особые требования к рентгеновским трубкам и при рассмотрении типов и конструкций трубок удобно пользоваться приведенной классификацией.

Все перечисленные типы трубок выполняются в следующих трех вариантах:

1. без защиты имеют ограниченное применение (устаревший тип);
2. защитные, т. е. трубки с защитой от неиспользуемого излучения, имеют более широкое применение в аппаратах открытого типа;
3. безопасные, т. е. трубки без защиты или с неполной защитой, но предназначенные для работы в защитном металлическом заземленном (безопасном) кожухе с воздушной или масляной изоляцией (в общем баке с высоковольтной частью аппарата), который обеспечивает защиту одновременно от неиспользуемого излучения и от поражения высоким напряжением, – современный основной тип трубок.

Большинство рентгеновских трубок, имеющих массовое применение, в процессе своего развития достигли известного конструктивного однообразия. Почти все они состоят из двух электродов – анода и катода, впаянных и стеклянный баллон и расположенных по оси трубки друг против друга. Рентгеновское излучение в большинстве случаев выходит из середины трубки перпендикулярно ее оси.

Имеется, однако, ряд специализированных трубок, конструкции которых сильно отличаются от «нормальной» конструкции широкого применения

Рентгенооптическая система будет построена на принципе многократного внешнего отражения от поверхностей, которые направлены к источнику для достижения максимально большого угла захвата; поверхности изготовлены таким образом, чтобы обеспечить наибольшее возможное число отражений рентгеновских и нейтронных лучей, при этом угол падения не должен превышать некоего критического значения.

Многочисленные отражения позволяют поворачивать пучок на значительный суммарный угол порядка нескольких градусов. Это означает, что любой рентгеновский луч, попадая внутрь пустой гладкой трубки, например, из стекла, при угле, меньшем, чем критический угол, будет многократно отражаться от внутренних поверхностей трубки, создавая на конце ее «виртуальный» рентгеновский источник.

Это также означает, что, направляя рентгеновское излучение через специальную систему капилляров, можно сфокусировать рентгеновский пучок в фокусное пятно разного размера.

Такая рентгенооптическая система имеет ряд преимуществ перед другими:

- такая рентгеновская линза в сочетании с рентгеновской трубкой обеспечивает большой угол захвата, который во много раз превышает угол захвата любой другой существующей оптики;
- возможность создания квази-параллельного пучка по горизонтали и вертикали, причем размер пучка может варьироваться от нескольких квадратных миллиметров до нескольких десятков квадратных сантиметров;
- возможность создания сфокусированного пучка диаметром от нескольких микрон и больше или создания «виртуального» источника с линейным фокусом;
- капиллярная оптика легко сочетается с традиционными рентгеновскими трубками, имеющими анод конечного размера.

Таким образом, капиллярная оптика позволяет реализовать посредством оптики и традиционных рентгеновских трубок ультра-яркие «виртуальные» источники с большим потоком,

формировать параллельные или сфокусированные рентгеновские пучки с коэффициентом усиления порядка сотен единиц при низких энергиях на уровне 1,5 кэВ при длине волны 8 Å до тысячи в некоторых других случаях.

В системах спиральных компьютерных томографов сканирование и получение изображения происходят следующим образом. Рентгеновская трубка в режиме излучения обходит необходимый участок тела по дуге 360°, останавливаясь через каждые 3° этой дуги и делая продольное перемещение. На одной оси с рентгеновским излучателем закреплены детекторы – кристаллы йодистого натрия, преобразующие ионизирующее излучение в световое. Последнее попадает на фотоэлектронные умножители, превращающие эту видимую часть в электрические сигналы. Электрические сигналы подвергаются усилению, а затем преобразованию в цифры, которые вводят в ЭВМ. Рентгеновский луч, пройдя через среду поглощения, ослабляется пропорционально плотности тканей, встречающихся на его пути, и несет информацию о степени его ослабления в каждом положении сканирования.

Основные проблемы, возникающие при разработке рентгеновских микротомографов – недостаточная точность позиционирования объекта в рабочей зоне, расфокусировка рентгеновского луча и недостаточно малый размер фокального пятна могут вызывать целый спектр искажений на полученных теневых проекциях.

Для изображений, полученных с помощью рентгеновского микротомографа, характерны следующие виды искажений:

- случайные шумы, которые могут появляться на изображении в результате дискретизации, квантования, передачи или возмущений внешней среды при получении изображения;
- искажения, вносимые магнитной оптической системой, рентгеновской трубкой и рентгеновским детектором (расфокусировка, низкая контрастность, яркость).

Модель искажения изображения, создаваемого случайными шумами, можно представить как действие некоего искажающего оператора H на исходное изображение $f(x,y)$, что после добавления аддитивного шума даёт искаженное изображение $g(x,y)$. Задача компенсации состоит в построении некоего приближения исходного изображения $f(x,y)$ на основе искаженного изображения $g(x,y)$, информации относительно оператора H и аддитивного шума $\eta(x,y)$.

Если H – линейный трансляционно-инвариантный оператор, то искаженное изображение может быть представлено в пространственной области в виде:

$$g(x,y) = h(x,y) * f(x,y) + \eta(x,y),$$

где $h(x,y)$ – искажающий оператор в пространственной области, а символ «*» используется для обозначения свертки. Так как свертка в пространственной области эквивалентна умножению в частотной области, то равенство можно представить как:

$$G(u,v) = H(u,v)F(u,v) + N(u,v),$$

где обозначенные заглавными буквами функции есть фурье-образы соответствующих функций.

В случае расфокусировки изображения представляется целесообразным использовать фильтры, задаваемые дискретными аппроксимациями дифференциальных операторов (по методу конечных разностей) для поиска и выделения границ на изображении (фильтры Прюита, Собеля, дискретный лапласиан) с дальнейшей обработкой изображения посредством морфологических операторов.

Остальные искажения, вносимые оптической системой, могут быть компенсированы путем приложения к компонентам искаженного изображения (или его части) $g(x,y)$ некоего линейного оператора A . В результате этого преобразования может быть получено приближение исходного изображения $f(x,y)$, достаточно близкое к оригинальному неискаженному изображению $f(x,y)$. Следует сказать, что искажения яркости и контрастности не приводят к потере информации на искаженном изображении относительно оригинала.

Большинство современных алгоритмов коррекции изображений предполагает наличие данных об искажении, либо опытную настройку параметров алгоритма. В то же время, требования автоматической коррекции предполагают получение данных об искажениях в автоматическом режиме с помощью специальных алгоритмов.

Существует возможность адаптировать для нужд детектирования искажений ряд разработок в области аттестации и неразрушающего контроля материалов, такие как фрактальные, корреляционные алгоритмы и вейвлет-анализ.

Применение **фрактальной геометрии** дает эффективный инструмент в изучении сильно искаженных изображений. Любое искажение изображения находит однозначное отражение в изменениях яркости отдельных его точек [1]. Отсюда оценка искажения изображения, его типа и силы, может быть произведена по анализу яркостей этих точек. Поэтому изучение взаимодействия элементов искаженного изображения позволяет получить информацию об искажениях, которым было подвержено изображение в целом.

Использование методов измерения фрактальной размерности было вызвано главным образом потребностью в получении достоверной численной информации об искажениях изображения. Подобный подход позволяет определять степень зашумленности с помощью численной характеристики, получаемой на основе анализа яркостей частей изображения.

Корреляционный метод позволяет на основании сопоставления серий изображений, снятых при различных степенях шума, определить информационные признаки искажений, а также служит для получения качественных картин развития искажений на изображении, дальнейший анализ которых позволит проводить исследования процессов искажения на различных изображениях и при различных условиях получения изображения [1].

Можно выделить три основных алгоритма сравнения изображений: модифицированный корреляционный, разностный и разностный быстрый.

Выбор определяется требованиями, предъявляемыми к системе. Например, применение первого алгоритма обеспечивает высокие точностные характеристики (при невысоком быстродействии) за счёт улучшения параметров корреляционной функции. Использование двух других алгоритмов повышает быстродействие за счёт значительного сокращения вычислительных операций. Сравнивая участки текущего (ТИ) и эталонного (ЭИ) изображений, можно определить смещение элементарных площадок ТИ относительно ЭИ и построить карту векторов смещений.

В местах искажения изображения в поле векторов можно обнаружить «вихри» (группы векторов разной длины и направленности) [3].

Результат **вейвлет-преобразования** при большой информативности характеризуется и большим объемом вычислений, а также, как правило, избыточностью представления результатов (по сравнению с Фурье-преобразованием) [1]. Это объясняется, прежде всего, тем, что вейвлет-преобразование позволяет вычислить относительный вклад частот в каждый момент времени (путем нахождения свертки с разномасштабными версиями вейвлета). Следовательно, производится наблюдение эволюции спектра, аналогичного Фурье, но не за выбранный период времени, как это делается в случае Фурье-преобразования, а по всему временному интервалу. Таким образом, для информативного разложения исходного сигнала достаточно знать его вейвлет-преобразование на некоторой довольно редкой решетке в частотно-временной плоскости.

Работа выполнена по ФЦП РФ Г/К № 16.523.11.3009.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бубенчиков М.А., Газиева Е.Э., Гафуров А.О., Глушков Г.С., Жданов Д.С., Саньков Д.В., Сырямкин В.И., Шидловский С.В., Юрченко А.В. Современные методы исследования материалов и нанотехнологий. – Томск: Изд-во Том. ун-та, 2010. – 366 с.
2. Физическая мезомеханика и компьютерное конструирование материалов: В 2 т. / под ред. В.Е. Панина, В.Е. Егорушкина, П.В. Макарова и др. – Новосибирск: Наука, 1995. – Т. 1. – 298 с.
3. Системы технического зрения / под ред. В.И. Сырямкина и В.С. Титова. – Томск: МГП «РАСКО», 1992. – 367 с: ил.

Поступила 23.11.2011 г.