

А.Н. Черный, А.В. Потемкин

РЕШЕНИЕ РЕНТГЕНОТОПОГРАФИЧЕСКОЙ ЗАДАЧИ ПО СТЕРЕОПАРЕ СНИМКОВ, ПОЛУЧЕННЫХ МЕТОДОМ СКАНИРОВАНИЯ

Аннотация

Статья посвящена основам сканерной рентгенотопографической съемки. Рассмотрены принципы сканерной стереорентгенографии и теория получения по сканерной рентгеновской стереопаре пространственных координат точек внутренней структуры объекта съемки. Статья представляет интерес для рентгенологов медицинского профиля, а также для специалистов службы безопасности на транспорте.

Цифровые рентгенографические аппараты относятся к классу рентгеновской техники, в которой регистрация рентгеновского излучения, преобразование электрического сигнала, формирование цифровой матрицы изображения, его архивирование, воспроизведение и копирование производятся с помощью электронных устройств и цифровых технологий [1], [2].

Интенсивные работы по созданию аппаратно-программных средств для цифровой рентгенодиагностики начались в 1980-х годах. К этому времени научно-технические достижения в электронике позволили приступить к разработке и производству рентгеновских детекторов принципиально нового типа. Были достигнуты успехи и в производстве комплектов для персональных компьютеров, и разработаны специальные программы для цифровой обработки рентгеновских изображений. Все это позволило создать в начале 1990-х годов прошлого века первые цифровые рентгенодиагностические аппараты. Примером может служить установка для полноформатной цифровой рентгенографии органов грудной полости «Thoravision» фирмы «Philips». В качестве приемника-преобразователя рентгеновского излучения в ней использовался селеновый барабан, скрытое рентгеновское изображение с которого считывалось системой электродов. Тогда же появились первые модели цифровых рентгенодиагностических систем для полноформатной рентгенографии, в которых регистрация рентгеновского изображения производилась цифровой камерой, содержащей сцинтилляционный экран, сверхсветосильный объектив и ПЗС-матрицу. К началу 1990-х годов прошлого века относится и разработка детекторов для полноформатной рентгенографии, представляющих собой плоские панели на основе аморфного кремния и аморфного селена. Первые серийные цифровые рентгенодиагностические системы с использованием плоских панелей появились на рынке медицинского оборудования в конце 1997-го – начале 1998-го года.

В настоящее время цифровая рентгенодиагностическая техника продолжает интенсивно развиваться, охватывая все новые области рентгенодиагностики. Начато серийное производство цифро-

вых маммографов, денситометров, ангиографов, дентальных аппаратов.

В нашей стране первая цифровая полноформатная рентгенографическая установка появилась в начале 1990-го года. Это была установка сканирующего типа, в которой в качестве рентгеновского детектора использовалась многопроволочная пропорциональная камера. Установка была разработана в Институте ядерной физики им. Г.И. Будкера СО РАН. В настоящее время аппарат такого типа выпускается на орловском заводе «Научприбор», в Москве – на фирмах «Амико», «СКБ «Медрентех» и др. [1, с. 191]. Современные цифровые сканирующие рентгеновские аппараты оснащены высокочувствительными полупроводниковыми матричными детекторами, улучшающими эксплуатационные и рентгенографические характеристики аппарата. Сканирующие установки имеют некоторые преимущества перед цифровыми аппаратами импульсного типа, и в первую очередь они имеют пониженную лучевую нагрузку на объект исследования за счет высокой степени фильтрации рассеянного излучения. Вот почему цифровые сканирующие рентгеновские установки широко используются в медицине и в системах контроля безопасности пассажиров на транспорте.

Современная тенденция развития цифровой рентгеновской техники направлена на повышение информативности съемки, связанной в первую очередь с получением точных количественных рентгенотопографических данных об объекте съемки, включающих в себя размеры, форму структурных элементов объекта и их локализацию. Для решения этой задачи необходимо определить пространственные координаты целевых точек объекта. Эта операция выполняется путем измерения стереопары рентгеновских снимков методами стереорентгенограмметрии [3]. Работ, связанных с применением стереорентгенограмметрической съемки в цифровой сканирующей рентгенографии, в доступных источниках нам обнаружить не удалось.

Для получения стереопары сканерных снимков принципиально необходимо экспонирование объекта исследования при различном угловом положении проектирующих веерных пучков. Для

практических целей наиболее оптимальным является вариант, представленный на рис. 1-3, в котором первый снимок стереопары получают при отвесном положении пучка (а) проектирующих лучей, а второй снимок – при наклоне веерного пучка (b) на угол α относительно отвесного положения, так как при этом варианте мы имеем наиболее простые формулы связи координат точек объекта и координат их изображений на снимках стереопары.

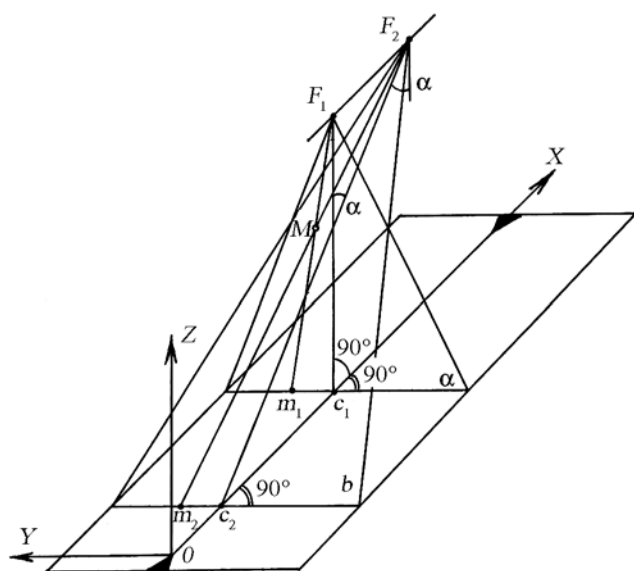


Рис. 1. Принцип получения стереопары сканерных снимков

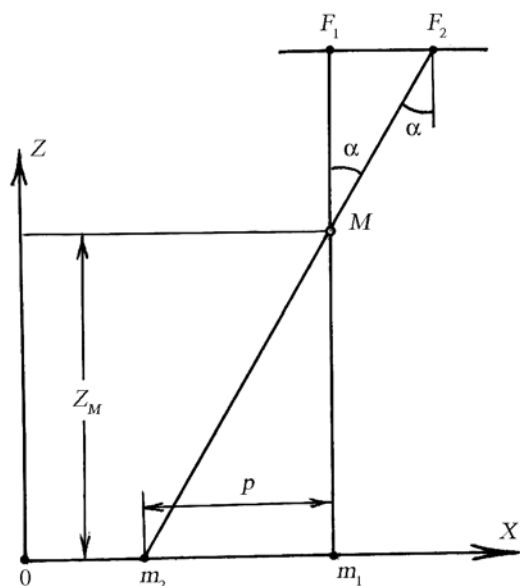


Рис. 2. Геометрия засечки точки M объекта съемки в плоскости XZ

На рис. 1 показан принцип получения стереопары сканерных снимков. При получении первого снимка стереопары точка M объекта съемки проецируется на снимок в точке m_1 при положении действительного фокуса рентгеновской трубки в точке F_1 .

При получении второго снимка стереопары веерный пучок проектирующих лучей b ориентирован под углом α относительно отвесного положения, при этом точка M объекта съемки проецируется на снимок в точке m_2 при положении действительного фокуса рентгеновской трубки в точке F_1 . Таким образом, на каждом из снимков стереопары точки объекта проецируются из разных точек пространства, т. е. созданы условия для получения стереопары сканерных снимков.

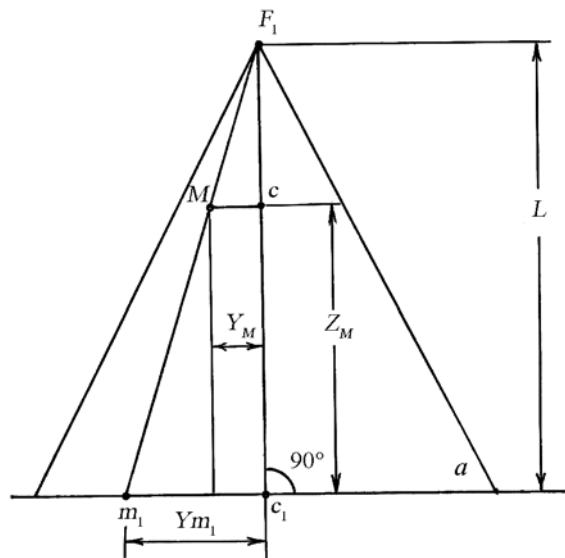


Рис. 3. Геометрия засечки точки M в плоскости вертикального пучка a

Для получения значений пространственных координат точек объекта съемки по стереопаре снимков измеряют координаты x_1, x_2, y_1 и горизонтальный параллакс p изображений точек на стереопаре снимков, например на стереокомпараторе, в системе координат снимков XOY.

Формулы рентгенофотограмметрического преобразования легко получить из чертежей, представленных на рис. 1-3:

$$\begin{aligned} X &= x_1 = x_2 + p; \\ Y &= y_1 \cdot \frac{L - Z}{Z}; \\ Z &= \frac{p}{\operatorname{tg} \alpha}, \end{aligned} \quad (1)$$

где X, Y, Z – пространственные координаты точек объекта в системе координат OXYZ; x_1, x_2, y_1 и p – координаты изображений точек объекта на снимках стереопары и горизонтальный параллакс; L – расстояние по нормали от фокуса рентгеновской трубки до основного линейно-матричного детектора 19; α – угол между веерными пучками проектирующих лучей a и b.

Пространственные координаты целевых точек объекта съемки X, Y, Z , полученные на современных компараторах в цифровом виде, позволяют восстановить как отдельные фрагменты внутренней структуры объекта съемки, так и его полную

цифровую модель, которую можно наблюдать на видеомониторе в режиме 3D. Объемное изображение внутренней структуры объекта съемки, дополненное точными цифровыми рентгенотопографическими данными, повышает информативность и надежность рентгенодиагностики как в медицине, так и при контроле безопасности пассажиров на транспорте.

Список литературы:

1. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Н.Н. Блинова. – М.: Медицина, 2002. 392 с.
2. Зеликман М.И. Цифровые системы в рентгенодиагностике. – М.: Медицина, 2007. 208 с.
3. Черный А.Н. Рентгенотопография. – М.: Недра, 1981. 161 с.

Александр Николаевич Черный,
д-р техн. наук, гл. научный сотрудник,
НИИ фтизиопульмонологии,
Первый московский государственный
университет им. И.М. Сеченова,
Алексей Вячеславович Потемкин,
директор по развитию,
ООО «СКБ «Медрентех»,
г. Москва,
e-mail: alexcherny@bk.ru

М.Г. Петрушанский

РАСЧЕТ РАДИАЦИОННЫХ ПАРАМЕТРОВ РЕНТГЕНОВСКОГО АППАРАТА ПО СПЕКТРУ ЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Аннотация

В статье описан и обоснован метод, позволяющий по известному спектру излучения рентгеновского аппарата рассчитать значения суммарной фильтрации пучка рентгеновского излучения, первого и второго слоев половинного ослабления и коэффициента однородности излучения. Приведено выражение для расчета, и оценена возможность его использования для обработки экспериментальных данных.

Согласно СанПиН 2.6.1.1192-03 [1], первый слой половинного ослабления (СПО) и суммарная фильтрация пучка рентгеновского излучения относятся к основным контролируемым параметрам рентгеновских аппаратов. При известном спектре излучения указанные параметры можно определить посредством соответствующей обработки данных. Один из вариантов такой обработки предложен в работе [2], где по экспериментально полученным для разных анодных напряжений спектрам рентгеновского излучения произведено определение первого и второго СПО и коэффициента однородности излучения. Однако в указанной работе отсутствуют рекомендации и примеры определения величины суммарной фильтрации излучения. Одним из методов нахождения данной величины является ее определение по известным или измеренным величинам первого СПО и анодного напряжения рентгеновского аппарата [3]. Аналогично, используя полученное в указанной работе выражение, можно определить значение суммарной фильтрации излучения по известным или измеренным величинам второго СПО и анодного напряжения рентгеновского аппарата. Нужно лишь учесть, что для второго СПО найденное с помощью указанного выражения значение общей толщины

фильтра является суммой величин первого СПО и суммарной фильтрации излучения.

Для оценки возможности применения указанного выражения можно воспользоваться экспериментальными результатами, полученными в работе [4]. По этим данным были аппроксимированы значения первого и второго СПО излучения и для них рассчитаны величины суммарной фильтрации излучения при разных значениях анодного напряжения. Полученные результаты представлены в *табл. 1*.

Анализ данных *табл. 1* показывает, что значения суммарной фильтрации излучения, рассчитанные по величинам первого и второго СПО для заданного значения анодного напряжения, отличаются не более чем на $\pm 1,3\%$, что не превышает полученного в работе [3] значения погрешности.

Таким образом, используя полученное в работе [3] выражение, можно приведенным в работе [2] величинам первого и второго СПО сопоставить значения соответствующей суммарной фильтрации пучка рентгеновского излучения. В *табл. 2* представлены значения коэффициента однородности, первого и второго СПО [2] и рассчитанные по ним величины суммарной фильтрации излучения при различных значениях анодного напряжения.