

# Радиационная диагностика с использованием синхротронного излучения

**М. В. Кузин**

Институт ядерной физики им.Г.И.Будкера СО РАН  
Новосибирск



*Максим Витальевич Кузин, сотрудник Сибирского центра синхротронного излучения Института ядерной физики им.Г.И.Будкера СО РАН. Область научных интересов — синхротронное излучение, взаимодействие рентгеновского излучения с веществом.*

**В**НАСТОЯЩЕЕ время ранняя диагностика заболеваний внутренних органов, и особенно дифференциальная диагностика воспалительных и опухолевых заболеваний, развита явно недостаточно. Важное значение имеют данные о дыхательной и кровеносной системах человека, знание же состояния лимфатической системы, участвующей во всех патологических процессах, позволяет помочь в обнаружении многих болезней еще на ранней стадии.

Онкологические заболевания органов грудной клетки выходят сейчас на первое место в ряду подобных заболеваний человека<sup>1</sup>, и в то же время их исследование значительно затруднено в силу различных анатомо-физиологических причин. Так, используя стандартные рентгенографические процедуры, невозможно обнаружить опухоль менее 1 см в диаметре.

Для решения этой проблемы необходимо применение эффективных рентгеноконтрастных препаратов в сочетании с высокочувствительными интроскопическими методами и аппаратурой с хорошим пространственным разрешением. Немаловажным фактором при этом является уменьшение радиационной дозы, поглощенной пациентом за одно обследование.

В силу физико-технических особенностей подобные исследования лучше всего проводить с использованием синхротронного излучения (СИ), которое обладает рядом уникальных свойств: непрерывным спектром от

© М.В.Кузин

<sup>1</sup> Rubenstein E., Giacomini J.C., Gordon H.J. et al. // Nuclear Instruments and Methods. 1995. V.A364. P.360.

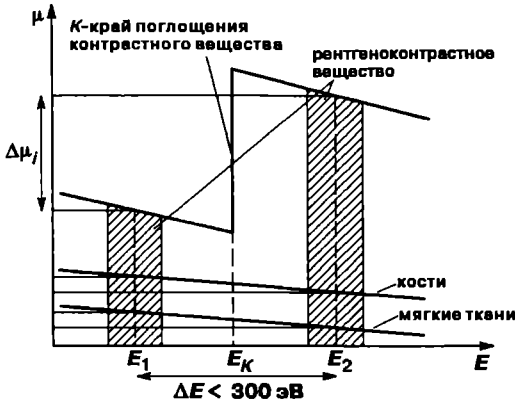


Рис.1. Основа эксперимента — резкое изменение коэффициента поглощения  $\mu$  контрастного препарата вблизи энергии K-края поглощения.

инфракрасной до рентгеновской области, высокой интенсивностью, острой направленностью, высокой степенью линейной и круговой поляризации<sup>2</sup>.

В Институте ядерной физики (ИЯФ) Сибирского отделения РАН (Новосибирск) для этих целей разработана и действует станция «Ангиография», использующая СИ из вивглера — специального устройства для получения синхротронного пучка — с полем 2 Т, который установлен в прямолинейном промежутке накопителя ВЭПП-3.

<sup>2</sup> Об использовании СИ в медицинских целях см.: Агафонов А.В. Применение ускорителей в медицине // Природа. 1996. № 12. С.65.

Экспериментальные возможности этой станции позволяют проводить на ней исследования кровеносной системы (ангиографию), лимфатической (лимфографию), легких и дыхательных путей (бронхографию), грудных желез (маммографию) и др. В настоящее время работы ведутся по трем направлениям: ангио-, лимфо- и бронхография. Ставятся эксперименты на тестовых образцах и животных, отрабатываются их методики.

Указанные направления объединяет одинаковая схема проведения эксперимента. Основа метода цифровой разностной рентгенографии — сильная зависимость коэффициента поглощения излучения вещества от энергии вблизи K-края поглощения (рис.1). В организм человека вводится рентгеноконтрастный препарат, который распределяется по исследуемой системе человека. Для ангио- и лимфографии это — йод; в течение 10–15 с он разносится по кровеносной системе человека, а по прошествии 4–6 ч аккумулируется в лимфатических узлах. В случае бронхографии используется газ ксенон. Далее снимаются два изображения исследуемой области при энергии СИ выше ( $E_2$ ) и ниже ( $E_1$ ) K-края поглощения введенного рентгеноконтрастного препарата, а затем выполняется логарифмическое цифровое вычитание одного изображения из другого (см. рис.1). Полученная таким образом разностная картина визуализирует распределение и кон-

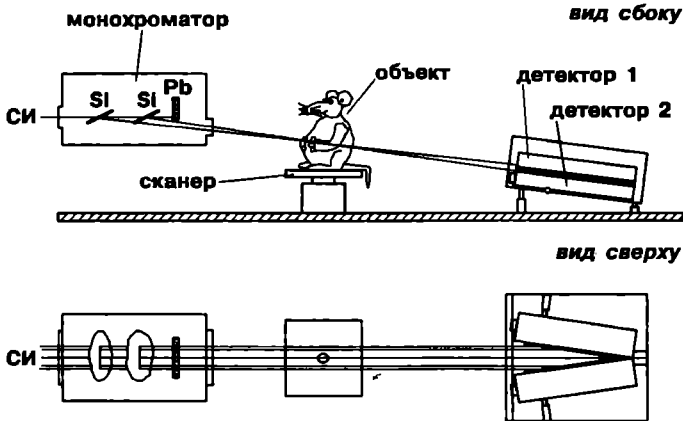


Рис.2. Схематическое изображение станции «Ангиография» на накопителе ВЭПП-3.

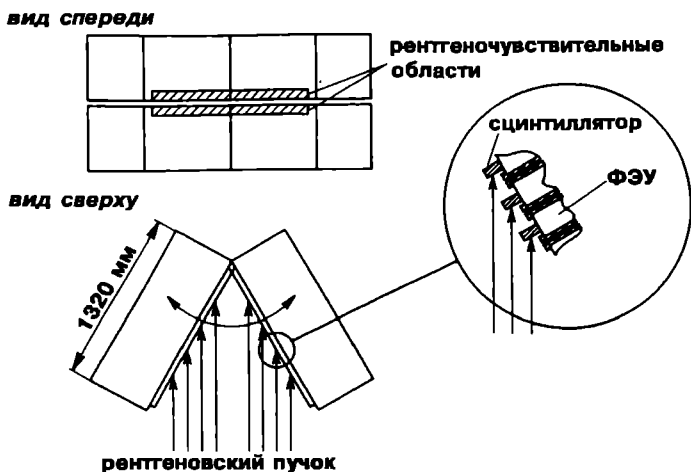


Рис.3. Двойной однокоординатный детектор рентгеновского излучения.

центрацию введенного в организм рентгеноконтрастного препарата, что адекватно отображает состояние исследуемой системы человека. При этом исключается влияние поглощения СИ в костных и мягких тканях.

Работы по разностной ангиографии на станциях такого типа ведутся в центрах СИ в Брукхейвене (США), Гамбурге (Германия) и Цукубе (Япония)<sup>3</sup>, в процессе подготовки находится станция в Гренобле (Франция). Исследования по бронхографии начаты в Брукхейвене (США).

#### СТАНЦИЯ «АНГИОГРАФИЯ»

Схематическое изображение станции приведено на рис.2. Ее основные компоненты — рентгеновский двухкристальный монохроматор, сканер для перемещения объекта и двойной однокоординатный детектор<sup>4</sup>. Монохроматор формирует из СИ два широких (10 см в месте расположения объекта) монохроматических пучка с энергиями выше и ниже  $K$ -края поглощения

введенного рентгеноконтрастного препарата. В случае ангио- и лимфографии используется йод (энергия фотонов 33.2 кэВ), для бронхографии — ксенон (34.6 кэВ). Пучки пересекаются в месте нахождения исследуемого объекта, а затем расходятся и одновременно регистрируются двойным детектором рентгеновского излучения. Таким образом, после соответствующей обработки получается одна строка изображения. Полная картина формируется путем перемещения объекта по вертикали и регистрации построчного изображения.

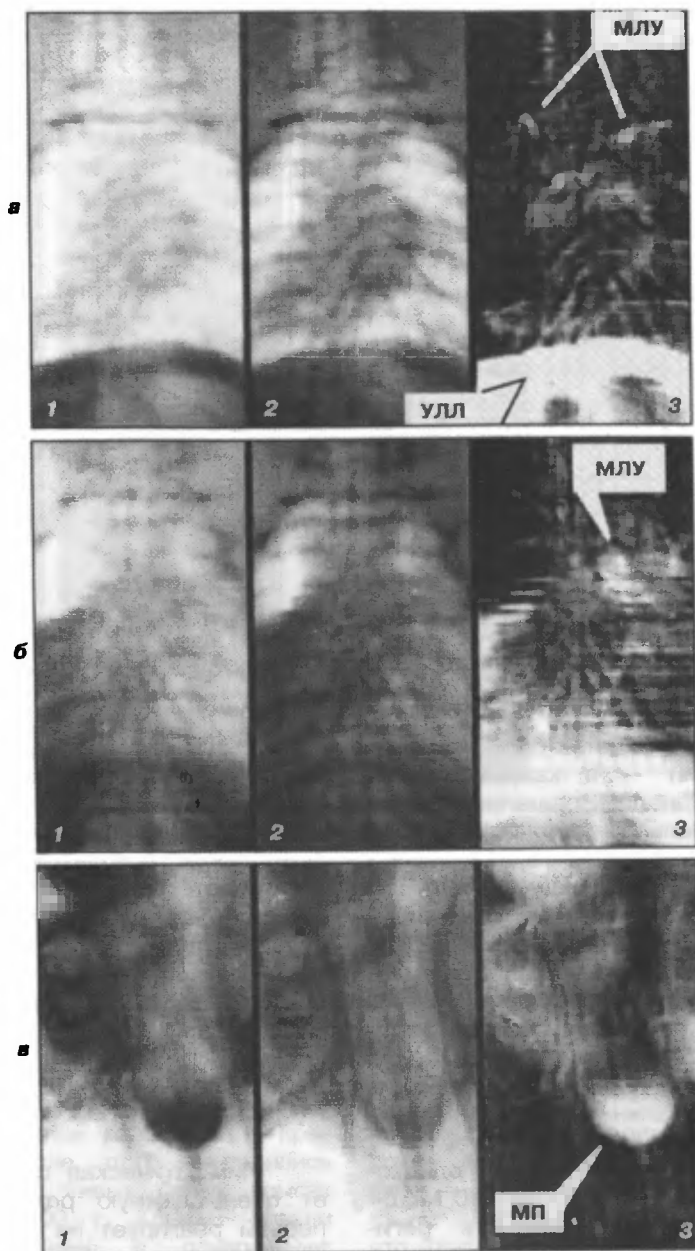
Монохроматор состоит из двух кристаллов кремния диаметром 100 мм, входной щели и регулируемого ослабителя первичного пучка СИ<sup>5</sup>. Для выделения монохроматических пучков используется дифракция Лауэ, расстояние между кристаллами может меняться в пределах 30—50 мм. Измеренная плотность потока фотонов в месте расположения объекта составляет  $10^8$  фотон/(мм<sup>2</sup>·с) при типичном для накопителя ВЭПП-3 значении тока 100 мА.

Детектор состоит из двух идентичных однокоординатных детекторов рентгеновского излучения, расположенных один над другим и зеркально-симметричных относительно падающего

<sup>3</sup> Thomlinson W. Transvenous Coronary Angiography in Humans with Synchrotron Radiation. Proc. of the Intern. School of Physics «Enrico Fermi». Varenna, Italy, 12—22 July 1994; Dix W.R., Besch H.J., Graeff W. et al. Reprint DESY SR 94-01. April 1994; Umetani K., Ueba K., Takeda T. et al. // Nuclear Instruments and Methods. 1991. V.A301. P.579.

<sup>4</sup> Kolesnikov K.A., Kulipanov G.N., Kuzin M.V. et al. // Nuclear Instruments and Methods. 1995. V.A359. P.364.

<sup>5</sup> Barsukov V.P., Dolbnya I.P., Kolokolnikov Yu.M. et al. // Nuclear Instruments and Methods. 1991. V.A308. P.419.



**Рис.4.** Рентгеновские изображения внутренних органов живой крысы: 1 — при энергии квантов выше, 2 — ниже К-края поглощения йода, 3 — цифровое разностное изображение. МЛУ — медиастинальные лимфатические узлы; УЛЛ — плевральная полость, в которую введен препарат «униламелярные липосомы»; МП — мочевого пузырь.

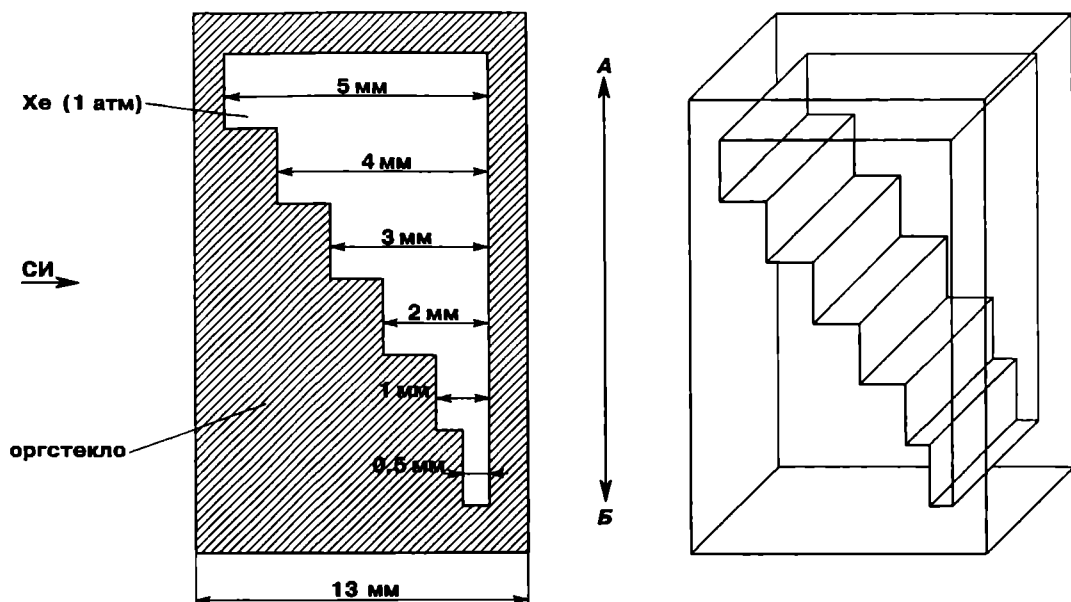


Рис.5. Разрез и общий вид ступенчатого индикатора изображения для нормировки данных в экспериментах с ксеноном (АБ — перемещение индикатора при сканировании, числа — величины толщины слоя ксенона).

пучка<sup>6</sup>. Составные детекторы включают по две секции — в каждой по 64 независимых канала. Вращение относительно вертикальной оси, проходящей через точку соединения секций, позволяет изменять угол между ними и тем самым получать значения разрешающей способности детектора от 0.1 до 2 мм (рис.3). Каждый канал представляет собой сцинтилляционный счетчик на основе фотоэлектронного умножителя ФЭУ-60 с кристаллом  $YAlO_3(Ce)$  толщиной 2 мм и временем свечения 40 нс. Максимальная скорость счета фотонов в одном канале достигает 6–7 МГц, а скорость счета каждого однокоординатного детектора — до 900 МГц.

Квантовая эффективность регистрации детектора<sup>7</sup> равна 90%, т.е. из каждых 100 квантов СИ, упавших на

детектор, 90 будут зарегистрированы. Это значение примерно на порядок больше значения квантовой эффективности фотоплёнок: использование на станции такого детектора вместо рентгеновских плёнок для исследования организма человека приводит к резкому уменьшению поглощенной пациентом дозы рентгеновского излучения за одно обследование.

#### ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ЛИМФАТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ КРЫС

Лимфатическая система выполняет очень важную роль и фактически первой реагирует на любое заболевание организма. Поэтому разработка адекватных методов исследования чрезвычайно важна для диагностики заболевания как самой системы, так и других органов человека.

Для изучения возможности использования разностного метода на краях поглощения для визуализации лимфатической системы человека на

<sup>6</sup> Dementiev E.N., Dolbnya I.P., Zagorodnikov E.I. et al. // Review of Scientific Instrument. 1989. V.60. № 7. Pt.II. P.2264.

<sup>7</sup> Kolesnikov K.A., Kozlov R.Yu., Kulipanov G.N. et al. Proc. 4th Intern. Conf. on SR Sources and 2nd Asian Forum on SR: ICSRS-AFSR'95. Kyongju, Korea, Oct. 25–27, 1995. Pohang Accelerator Lab., POSTECH, 1996. P.543.

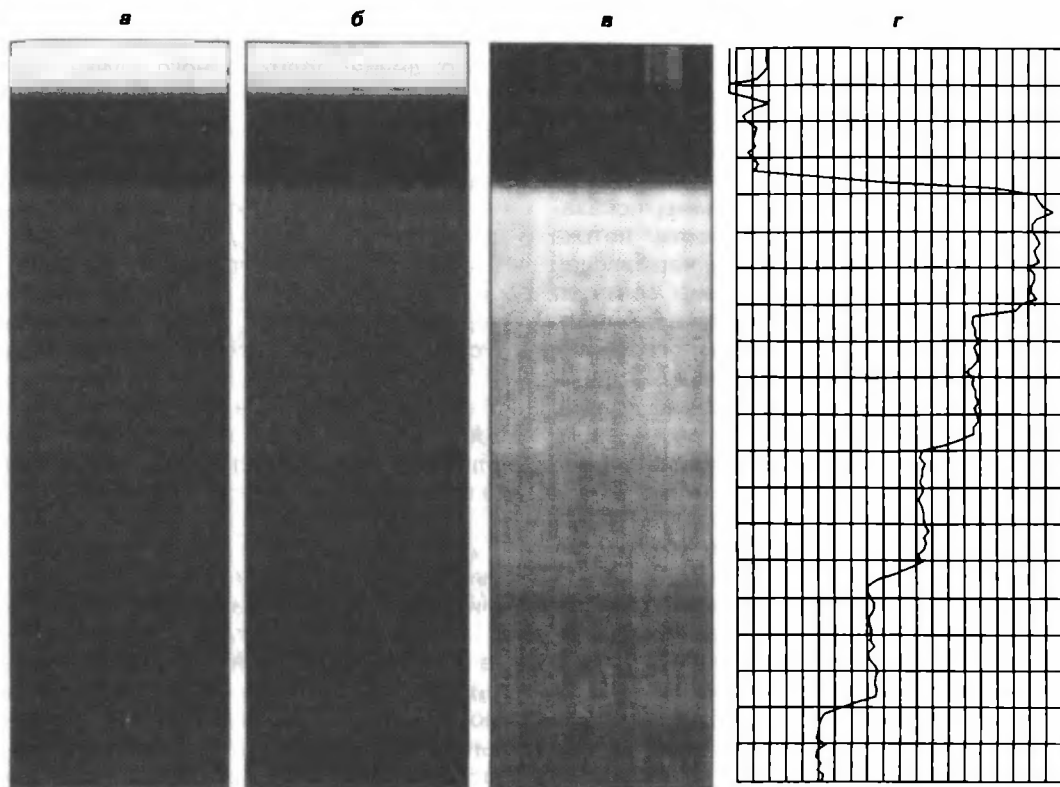


Рис. 6. Обычное (а — энергия квантов выше, б — ниже  $K$ -края поглощения ксенона) и разностное (в) рентгеновские изображения эталона с ксеноном; г — распределение ксенона по вертикали.

станции проведен ряд предварительных экспериментов на живых крысах. В качестве контрастного вещества применялся препарат «униламеллярные липосомы» (УЛЛ), содержащий 40% йода. Предварительно измеренная чувствительность детектора по йоду была не хуже 0.25% исходной концентрации препарата УЛЛ. После этого проводились эксперименты на живых белых крысах массой около 300 г. Крысам давали наркоз, после чего в плевральную полость вводили УЛЛ. Спустя 4–6 ч, когда содержание йода в лимфатических узлах было максимальным, делали рентгеновские снимки. В качестве примера на рис. 4, а, б приведены обычные и разностное рентгеновские изображения, на которых можно видеть медиастинальные лимфатические узлы размером ~0.5 см. Со временем

контрастный препарат аккумулируется в мочевом пузыре, что четко видно на разностном изображении (рис. 4, в).

#### ЭКСПЕРИМЕНТЫ С КСЕНОНОМ

В 1995 г. на станции «Ангиография» начаты эксперименты по разработке метода разностной бронхографии — визуализации бронхов человека. В данном методе предполагается, что при исследовании легких человек будет вдыхать смесь газов кислорода и ксенона в пропорции 1:4 (азот в воздухе замещается ксеноном). При этом монохроматор настраивается на энергию  $K$ -края поглощения ксенона (34.6 кэВ), и снимается картина распределения ксенона в организме.

Для определения чувствительности разностного метода на регистрацию

ксенона первые эксперименты были проведены на специально изготовленном индикаторе изображения (эталоне) из оргстекла. Он содержит внутреннюю полость, заполняемую ксеноном и выполненную в виде ступенек разной толщины — от 0,5; до 5 мм (рис.5).

Предварительные расчеты показали, что изменение плотности потока фотонов при прохождении через слой ксенона толщиной 1 мм составит 0,35% и 1,98% при энергии соответственно ниже и выше  $K$ -края поглощения Хе. Таким образом, изменение толщины слоя ксенона на 1 мм должно привести к изменению разностного сигнала на 1,63%. Величина этого параметра, измеренная в процессе эксперимента, составила 1,12%. Расхождение между расчетным и экспериментальным значениями можно объяснить двумя причинами. Во-первых, — неполным заполнением эталона ксеноном. Поскольку он заполнялся путем вытеснения из него воздуха ксеноном при атмосферном давлении, во время эксперимента снималось поглощение не в чистом ксеноне, а в некоторой смеси ксенона и воздуха, что привело к уменьшению измеренной величины. Во-вторых, значения некоторых параметров, использованных в расчетах (коэффициента поглощения в оргстекле, энергии монохроматического пучка СИ), в эксперименте были другими. Эти два вопроса явятся предметом пристального внимания исследователей в последующих экспериментах.

На рис.6 приведены обычные (а,б) и разностное (в) рентгеновские

изображения эталона с ксеноном. На обычных изображениях видны области прохождения полихромного пучка СИ без эталона (белая полоса сверху изображений), области поглощения только в оргстекле (черная полоса чуть ниже) и пять ступенек с разной толщиной слоя ксенона (от 5 мм сверху до 1 мм внизу при шаге 1 мм). На разностном изображении визуализированы пять областей слоя ксенона разной толщины (от 5 до 1 мм). На рис.6,г приведено распределение слоя ксенона по вертикали, полученное с помощью компьютера. Из соотношения величин сигнала и шума видно, что толщина слоя ксенона 0,5 мм также должна надежно регистрироваться.

Результаты успешного тестирования монохроматора и детектора станции «Ангиография» накопителя ВЭПП-3, как и первые результаты экспериментов по визуализации лимфатической системы живых крыс и тонких слоев ксенона на индикаторе изображения, подтверждают возможность выполнения на станции всего спектра медицинских исследований, на которые она рассчитана. Предполагаемое в дальнейшем использование накопителя ВЭПП-4 (6 ГэВ) позволит увеличить полезный поток квантов и создать более комфортные условия для исследуемых живых объектов.

**Эта работа, в которой принимают участие сотрудники лаборатории ИЯФ Р.Ю.Козлов, В.И.Кондратьев, Г.Н.Кулипанов, Н.А.Мезенцев и В.Ф.Пиндюрин, поддержана грантом РФФИ.**