
РОССИЙСКАЯ АКАДЕМИЯ НАУК
СИБИРСКОЕ ОТДЕЛЕНИЕ
А В Т О М Е Т Р И Я

№ 2

1993

УДК 681.142

С. И. Козлов, А. К. Поташников
(Новосибирск)

**СИСТЕМА РЕГИСТРАЦИИ И ОБРАБОТКИ
РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ**

Описана система регистрации и обработки цифровых рентгеновских изображений, предназначенная для медицинской диагностики. В системе реализована беспленочная технология получения изображений и их компьютерная обработка. Для регистрации излучения используется однокоординатный позиционно-чувствительный детектор, обеспечивающий высокую чувствительность и разрешение до 5 пар лин/мм при числе элементов разложения от 1024 до 3072. Приведены результаты экспериментальной проверки системы.

Развитие медицинской техники в области диагностики заболеваний, особенно в развитых странах, способствует увеличению продолжительности активной жизни населения. Бурно развиваются цифровые методы регистрации и обработки визуальной информации в рентгенографии. Основу новейших систем составляют беспленочная технология получения *R*-изображений и их компьютерная обработка, которая дает неограниченные возможности качественного и количественного анализа снимка. По сравнению с традиционными методами визуального анализа цифровая обработка изображений повышает информативность снимка, что позволяет выявлять патологии на ранних стадиях.

Анализ существующей техники для рентгеновской диагностики [1—3] показал, что сочетание новых детекторов излучения повышенного пространственного разрешения с компьютерными системами регистрации и обработки изображений открывает новые направления в медицине, такие, например, как микрорентгенография.

Отсутствие отечественной аппаратуры мирового уровня и настоятельная необходимость практического решения назревших проблем медицинского обеспечения населения страны потребовали создания компьютеризированной рентгенодиагностической системы, которой посвящено это сообщение.

При разработке системы исходили из того, что для регистрации изображения достаточно иметь линейный позиционно-чувствительный детектор и соответственно источник рентгеновского излучения с коллимированным тонким плоским пучком. Для получения снимка используется механизм сканирования, который обеспечивает одновременное и равномерное перемещение рентгеновской трубки, коллиматора и однокоординатного детектора излучения относительно неподвижного пациента. Такое решение позволяет резко снизить фон от излучателя, что обеспечивает уменьшение дозы облучения пациента и обслуживающего персонала.

Цифровая рентгеновская система, основные функциональные узлы которой представлены на рис. 1, имеет модульную структуру. Она содержит рентгеновскую трубку с коллиматором; детектор излучения; электронные модули: управления (МУ), аналого-цифровой преобразователь (АЦП), контроллер телевизионного монитора (КТВ), память изображения (ПИ); компьютер АТ 286/287 (АТ 386/387). Электронные модули программируемы и обеспечивают управление приводом, излучателем и детектором, оцифровку аналогового

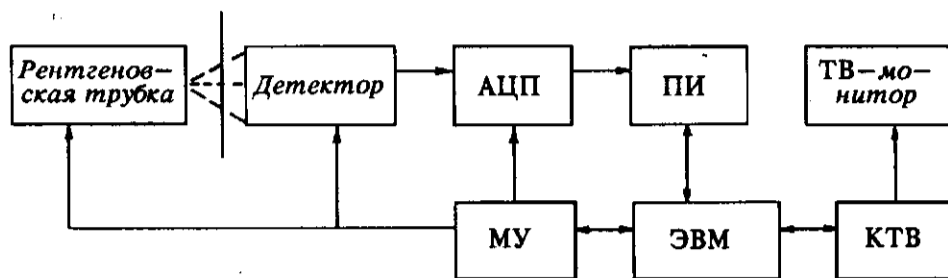


Рис. 1

сигнала, ввод данных в ЭВМ, вывод обработанного изображения на экран ТВ-монитора. Формат кадра зависит от области применения системы и определяется модификацией детектора и параметрами управления, которые задаются при загрузке таймеров МУ. К настоящему времени разработаны детекторы с числом элементов от 512 до 3072.

Детектор рентгеновского излучения во многом определяет свойства всей системы. Он должен обеспечивать разрешение порядка 5 пар лин/мм, большой динамический диапазон измерения по интенсивности излучения и иметь высокую чувствительность, необходимую для снижения доз облучения. Большой динамический диапазон измерения позволяет реконструировать мелкие образования на фоне массивных.

Для достижения поставленных целей был разработан линейный позиционно-чувствительный детектор новой конструкции. Его принцип действия основан на последовательном преобразовании рентгеновского изображения в изображение оптического диапазона, а затем в электрический сигнал, который с помощью АЦП превращается в 12-разрядный цифровой код. Создан детектор на основе монокристаллического сцинтиллятора CsI(Tl) и серийной фотодиодной линейки ФУК1Л2.

Исследования характеристик нескольких модификаций детектора проводились на стенде, собранном на базе рентгеновского аппарата типа РАП-150 в диапазоне энергий от 30 до 150 кэВ, и в НИИЭФА (Санкт-Петербург) на линейном ускорителе в диапазоне энергии тормозного излучения до 10 МэВ. Определялись следующие параметры: пространственное разрешение, контрастная чувствительность, временная нестабильность, минимальная величина дозы облучения сцинтиллятора.

Пространственное разрешение детектора определялось с помощью стандартного образца (миры) типа 0,1 мм Pb № 34049 Lp/mm Тур 38 (производство Франции). На рис. 2 приведен снимок этой миры, полученный на эксперимен-

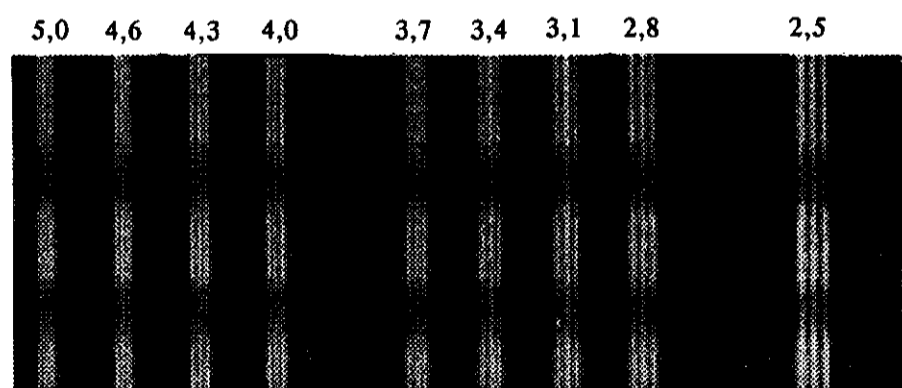


Рис. 2

тальной цифровой рентгеновской установке. Как видно из рисунка, пространственное разрешение детектора вдоль строки более 5 пар лин/мм.

Контрастная чувствительность определялась при напряжении на аноде рентгеновской трубки 70 кВ и токе 2 мА. В качестве объекта просвечивания использовался образец из оргстекла высотой 40 мм, на котором со сдвигом была закреплена фторопластовая пленка толщиной 0,04 мм. Полученные результаты показали, что предельная контрастная чувствительность детектора составляет ~ 0,1 %.

Исследование временной нестабильности каналов детектора дало следующие результаты: кратковременная нестабильность (в течение 10 с) не превышает 0,03 %, а долговременная (в течение 4 ч) — 5 %.

Контроль температурной зависимости амплитуды сигналов с каналов детектора показал, что в температурном диапазоне от 15 до 25 °С изменение выходного сигнала детектора не превышает 0,2 процент/град.

Минимальная величина дозы облучения входного окна детектора, соответствующая изменению выходного сигнала на один дискрет, определялась с использованием радиоизотопного источника на основе Америция-241 с энергией излучения 60 кэВ. В результате экспериментов было установлено, что минимальная доза облучения, приведенная к одному каналу детектора, составляет 5 мкР.

Ячейки фотодиодной линейки имеют разброс темновых токов и неравномерную чувствительность, что искажает выходной сигнал. Кроме того, вносит погрешность и система формирования изображения оптического диапазона. В идеальном случае необходимо добиться компенсации всех искажений сигнала, что эквивалентно равномерной чувствительности детектора по оси сцинтиллятора (вдоль строки), при поступлении на его вход равномерного пучка излучения.

В системе реализована традиционная процедура коррекции исходного изображения. Для вычисления поправок формируются два массива $M_1(i)$ и $M_2(i)$, где i — номер элемента в строке, поставленный во взаимное соответствие ячейке фотодиодной линейки. $M_1(i)$ описывает средний темновой ток детектора, $M_2(i)$ — ток засветки, т. е. коррекция осуществляется по двум точкам. Далее вычисляется массив поправок $M_k(i)$ в соответствии с выражением

$$M_k(i) = [M_2(i) - M_1(i)]/c,$$

где c — некоторая константа, в качестве которой, например, может служить среднее значение разности:

$$c = \sum_i [M_2(i) - M_1(i)] / \sum_i i.$$

После сканирования объекта цифровое изображение $M(i, j)$ корректируется. Процедура коррекции осуществляется согласно формуле

$$M_k(i, j) = [M(i, j) - M_1(i)]/M_k(i),$$

где j — номер строки. Откорректированное изображение $M_k(i, j)$ может быть предъявлено рентгенологу на экране ТВ-монитора либо подвергнуто обработке на ЭВМ.

Экспериментальная проверка системы регистрации и обработки рентгеновских изображений была проведена в составе универсального диагностического комплекса TUR D1500. Доработка, связанная с беспленочной технологией получения снимка, не затрагивала работоспособности и основных технических характеристик комплекса. В процессе эксперимента получены изображения различных тестовых объектов, а также снимки черепа, кисти руки и т. д. Их качество оценивалось практикующими врачами-рентгенологами, которые сделали вывод, что по своим скалиогическим характеристикам эти изображения не отличаются от полученных традиционными методами, а

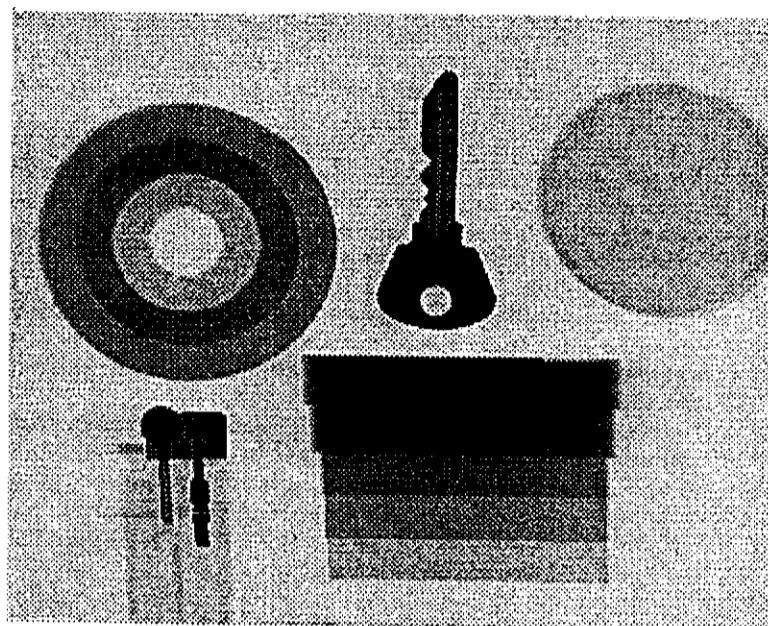


Рис. 3

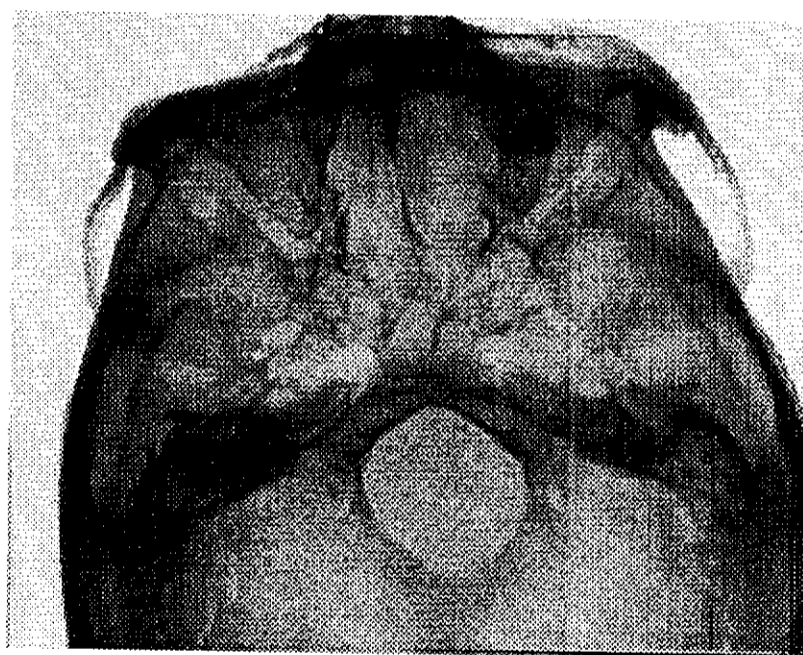


Рис. 4

в костной ткани различаются структуры, недифференцируемые при обычных рентгенографических исследованиях.

Некоторые из полученных изображений приведены на рисунках. Так, на рис. 3 представлен снимок различных фантомов, применяемых при исследованиях диагностических возможностей рентгеновских систем. В качестве фантомов использовались: трехслойный кольцевой образец, изготовленный из оргстекла, винипласта и фторопласта; пятиступенчатый клин, изготовленный из 170-миллиметрового оргстекла; парафиновая шайба толщиной 50 мм;

зажигалка и ключ. Изображение было получено при токе рентгеновской трубки 30 мА и напряжении на ее аноде 70 кВ. Время накопления детектора составляло 15 мс. На рис. 4 приведено изображение черепа, полученное при вышеприведенных режимах трубки и детектора.

Система регистрации и обработки рентгеновских изображений была испытана также в режиме маммографа на установке TUR D240. При этом получены снимки специальных парафиновых фантомов с включениями из различных полимеров и молочной железы с патологией. Полученные результаты подтвердили возможность использования данной аппаратуры при создании маммографов нового поколения.

Экспериментальная проверка системы совместно с ведущими специалистами-диагностами показала, что разработанная аппаратура позволяет автоматизировать труд рентгенолога, снизить дозу облучения пациента минимум в 30 раз по сравнению с существующими нормативами, сократить время обследования, повысить информативность рентгеновских снимков и обеспечить их цифровое архивирование. Для развития возможностей системы необходимо создать прикладное математическое обеспечение, которое позволило бы осуществлять компьютерное сравнение R-грамм в динамике заболевания. Необходимо также более дружественный интерфейс между врачом-диагностом и рентгеновской системой.

Перспектива работ по созданию рентгенодиагностической аппаратуры видится в совершенствовании технологии получения снимка, наращивании программного обеспечения и методик исследования, расширении сфер применения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Рентгенотехника: Справочник в 2-х кн. /Под ред. В. В. Клюева.—М.: Машиностроение, 1980.
2. Рабодзей Н. В. Состояние и перспективы развития рентгеновизуализирующих систем // Электрон. пром-сть.—1991.—№ 5.
3. Бару С. Е., Макаров И. Р., Хабакпашев А. Г. и др. Цифровая рентгеновская система для медицинской диагностики.—Новосибирск, 1984.—(Препр. /ИЯФ; 84).

Поступила в редакцию 7 декабря 1992 г.