

**МЕДИЦИНСКИЕ ИНФОРМАЦИОННЫЕ
И ИЗМЕРИТЕЛЬНЫЕ СИСТЕМЫ**

УДК 681.142

С. Н. Селезнев, А. А. Скок, В. А. Сорокин, В. П. Третьяков*(Новосибирск)***МАЛОДОЗОВАЯ МЕДИЦИНСКАЯ ЦИФРОВАЯ СИСТЕМА
РЕГИСТРАЦИИ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ**

Описывается система, построенная на основе однокоординатного твердотельного рентгеночувствительного детектора, стандартного рентгеновского оборудования и персонального компьютера. Детектор выполнен в виде отдельного блока, содержащего собственный источник питания, рентгеночувствительный датчик и схемы управления и предварительной обработки сигнала, реализованные на базе сигнального процессора TMS-32020. Рассмотрена конструкция рентгеночувствительного датчика, выполненного по схеме с боковой регистрацией излучения сцинтиллятора. Описаны результаты испытаний системы.

В мировой практике современной медицинской рентгенологии наблюдается явная тенденция к работе с цифровым представлением рентгеновских изображений. Это сулит много преимуществ, начиная с разнообразных методов обработки, недоступных при пленочном представлении, и кончая возможностями архивирования и передачи изображений по компьютерным сетям. Вместе с тем даже в США около 70 % исследований выполняется с использованием традиционного фотохимического процесса, а перевод в цифровую форму осуществляется в отсроченном режиме [1].

В настоящей статье описывается однокоординатный позиционно-чувствительный рентгеновский детектор на основе сцинтиллятора (для преобразования рентгеновского излучения в видимое) и одномерного фотодиодного массива (1024 элемента размером $0,37 \times 0,37$ мм). Для получения двумерного изображения применяется механическое сканирование. Аналогичные схемы использовались в системах, описанных в [2, 3]. Их преимущество перед рентгенотелевизионными системами заключается в исключении промежуточного оптического тракта, необходимого для уменьшения рентгеновского изображения до размера современных двумерных регистраторов изображения. Потери света при таком преобразовании могут превышать 90 %, что приводит к необходимости применения ЭОПов. Изготовление же одномерного детектора с длиной 400 мм и необходимым количеством элементов вполне реально. Аналогичная ситуация наблюдается в технике ввода обычных изображений, где сканирующие и телевизионные системы сосуществуют, занимая свои собственные ниши.

1. Однокоординатные детекторы рентгеновского излучения. Пионером медицинской рентгеновской сканирующей системы в России явилась установка, разработанная в Институте ядерной физики СО РАН, которая была применена для медицинских исследований еще в 1985 г. [2]. Датчиком рентгеновского излучения в ней служит ионизационная пропорциональная камера, состоящая из расположенных с шагом 1 мм 256 независимых детекторов, которые при использовании схемы антисовпадений могут обеспечить разре-

шение около 0,5 мм. Хотя за прошедшие 10 лет было изготовлено несколько таких систем, высокая трудоемкость изготовления детектора ограничивает их распространение. Кроме того, его пространственное разрешение недостаточно для многих исследований.

В [3] описана попытка изготовления однокоординатного детектора на основе серийных фотодиодных линеек ФУК1J2 с размером пиксела 20×120 мкм. Для согласования размеров рентгеновского изображения с такой линейкой авторы были вынуждены применить оптическую систему на основе объективов и тем самым отказаться от основного достоинства рентгеновской сканирующей системы — отсутствия оптического уменьшения изображения. Как и следовало ожидать, интенсивность рентгеновского излучения, необходимая для получения изображений приемлемого качества, превысила возможности стандартной медицинской рентгеновской установки.

Кроме названных систем, авторам известно о существовании в Новосибирске еще двух, разработанных в Институте прикладной физики и ВМК «Оптоэлектроника», но результаты их испытаний в доступной нам литературе не описаны.

2. **Общая блок-схема системы регистрации** состоит из детектора рентгеновского излучения, блоков управления рентгеновской установкой и механическим сканированием и компьютера типа IBM PC-386. Детектор выполнен в виде отдельного блока, содержащего собственный источник питания и рентгеночувствительный датчик со схемами управления и предварительной обработки сигнала, реализованными на базе сигнального процессора TMS-32020. Для коррекции темновых токов и чувствительностей элементов датчика применена двухступенчатая схема коррекции. Грубая (с 8-разрядной точностью) цифроаналоговая коррекция осуществляется аппаратно, индивидуально для каждого элемента. Коррекция выполняется по алгоритму поразрядного уравновешивания так, что для осуществления требуется 16 считываний всей линейки. Точная коррекция осуществляется с помощью 12-разрядного АЦП AD-628 сигнальным процессором программно в темпе сбора данных. Кроме того, его использование позволило реализовать режим непрерывной калибровки темновых токов, автономную калибровку чувствительности и интерполяцию дефектных элементов датчика. Применение программируемых логических матриц iFX780- и FIFO-памяти для выполнения коррекции дало возможность резко сократить габариты электронного блока и всего детектора.

Для уменьшения шумов фотодиодной линейки в аналоговом тракте применена схема двойной коррелированной выборки. Связь с управляющим компьютером обеспечивается двунаправленной последовательной линией связи со скоростью передачи 5 Мбод. Наличие двух локальных интерфейсов обеспечивает гибкость в подключении к системе вспомогательных устройств, размещение которых в реальных рентгенкабинетах достаточно разнообразно.

Программное обеспечение персонального компьютера работает под управлением операционной системы DOS и представляет собой интегрированную многооконную среду, которая содержит полный набор интерактивных средств управления системой как в штатном режиме регистрации изображений, так и в режимах тестирования и настройки детектора. Полученные изображения могут быть переданы на рабочее место врача по линии связи и другими способами [4].

Управление установкой в штатном режиме, которым пользуется рентгенолаборант для выполнения снимков, максимально упрощено. Запуск сканирования осуществляется из окна съемки, которое изображено на рис. 1, путем нажатия кнопки "Start". Если параметры съемки, предложенные по умолчанию, чем-то не устраивают, их можно изменить. Для обработки и анализа полученного снимка в этом же окне имеется широкий выбор функций: просмотр отдельных участков изображения в любом масштабе; четыре типа глобального выравнивания гистограммы яркостей; яркостная коррекция с произвольной характеристикой преобразования; подчеркивание границ; сглаживание; вырезание фрагмента; построение гистограммы; измерение координат, расстояний, площадей (эти измерения доступны как в миллиметрах, так и в

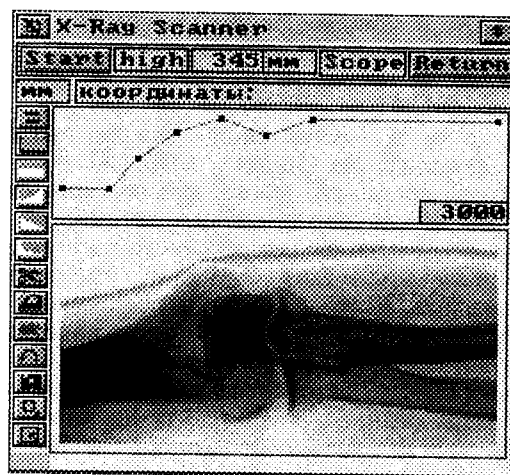


Рис. 1. Окно выполнения съемки

пикселах); измерение углов с произвольным заданием базы; слияние снимков. На любой стадии обработки можно зафиксировать текущее изображение, перенеся его в новое окно.

Управление установкой в режиме тестирования осуществляется из специального окна, содержащего органы управления всеми скрытыми от обычного пользователя параметрами детектора.

3. Конструкция рентгеночувствительного датчика. В ходе создания системы были разработаны и испытаны два типа детекторов. Оба варианта построены на экспериментальных фотодиодных модулях, разработанных НПП «Восток» специально для этих целей. Каждый модуль включает в себя управляющий сдвиговый регистр, аналогичный используемому в серийных линейках ФУК1Л1 и ФУК1Л2, и 64 фотодиодные ячейки размером $0,37 \times 0,37$ мм, расположенные на кристалле с шагом 0,4 мм. Весь детектор длиной 400 мм состоит из 16 таких модулей, закрепленных на общем основании.

В первом варианте детектора (рис. 2) модули располагались так, что поверхность фотодиодных ячеек ориентирована перпендикулярно направлению регистрируемого рентгеновского излучения. Сцинтиллятор, обеспечивающий преобразование рентгеновского излучения в видимый свет, располагался непосредственно на поверхности фотодиодных ячеек. В качестве сцинтиллятора использовался серийный флюорографический экран ЭРС-С-2А на основе $Y_2O_3S : Tb$ с толщиной слоя 0,26 мм, который поглощал около 50 % рентгеновского излучения. Оставшаяся половина попадала непосредственно на фотодиод. Зазоры между крайними элементами двух соседних модулей составляли приблизительно 0,8 мм и были вызваны технологическими трудностями обрезки кристалла ближе к фотодиодной ячейке без ее повреждения. Наличие этих зазоров влечет необходимость интерполяции значений отсутствующих элементов.

Опытная эксплуатация детектора вышеописанной конструкции показала, что на рентгеновских изображениях, полученных с его помощью, обнаруживается ряд дефектов, которые вызваны следующими причинами:

1. Нарушение шага расположения фоточувствительных элементов.
2. Взаимовлияние фоточувствительных элементов одного модуля.

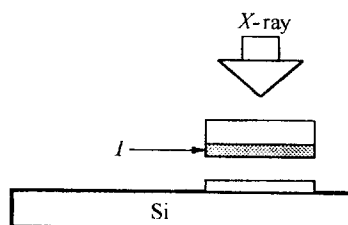


Рис. 2. Конструкция детектора с коллинеарной регистрацией света:

I — сцинтиллятор; *Si* — кремниевая подложка с фотодиодами

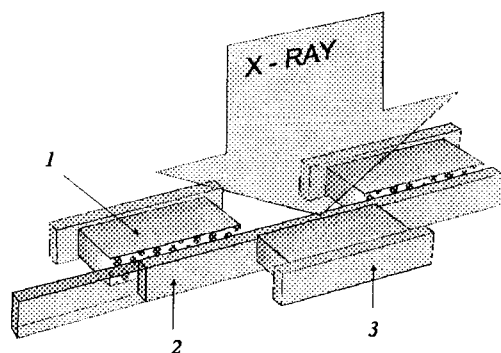


Рис. 3. Конструкция детектора с боковой регистрацией света:
1 — оптоволоконная шайба; 2 — сцинтиллятор; 3 — кремниевая подложка с фотодиодами

3. Постепенное изменение параметров модулей из-за отсутствия герметизации и непосредственного воздействия рентгеновского излучения на фотодиодные элементы.

С целью устранения дефектов изображения, обнаруженных в ходе испытаний и опытной эксплуатации, разработана новая конструкция детектора с поперечной регистрацией света. Схема такой конструкции приведена на рис. 3. Эта схема регистрации обладает следующими достоинствами:

1. Обрезка кристаллов в непосредственной близости от фоточувствительной области, что увеличивает выход годных микросхем.

2. Полная защита фоточувствительных микросхем от рентгеновского излучения и тем самым повышение стабильности их параметров в процессе эксплуатации и избавление от дефектов изображения, вызванных прямым влиянием рентгеновского излучения.

3. Обеспечение точности взаиморасположения соседних модулей.

4. Увеличение поглощения рентгеновского излучения в сцинтилляторе и доведение его практически до 100 %.

5. Использование модулей в отдельных герметизированных корпусах, что позволяет производить сборку и ремонт детектора при обычных комнатных условиях.

4. Результаты испытаний. Испытания системы проводились с использованием стандартных рентгеновских аппаратов РУМ-20 и TUR-D1500. Детектор располагался на расстоянии 1 м, а щелевой коллиматор — на расстоянии 0,5 м от фокусного пятна трубки.

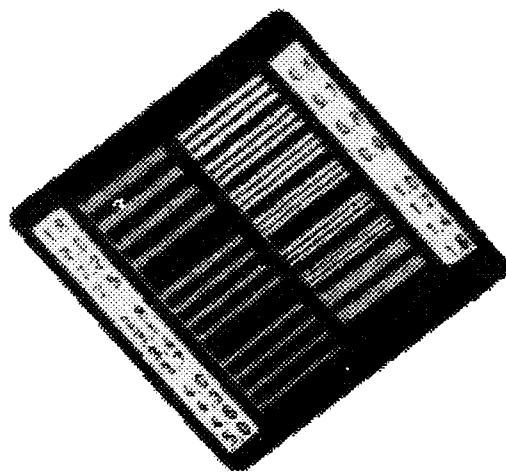


Рис. 4. Изображение мира

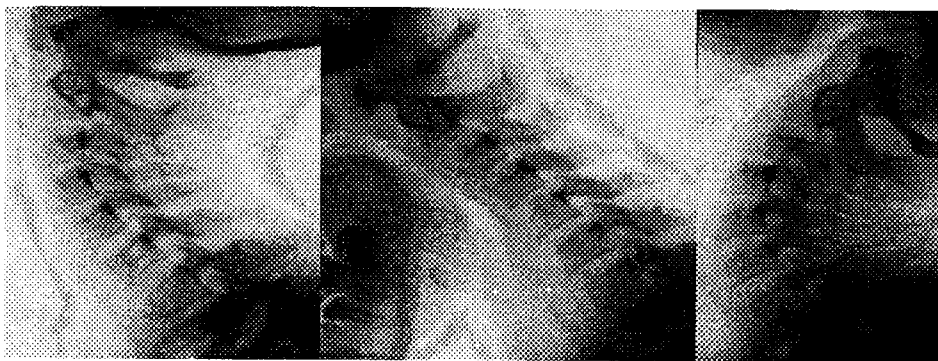


Рис. 5. Рентгенограммы шейного отдела позвоночника

Пространственное разрешение измерялось с помощью стандартной свинцовой миры — 0,05 мм Pb № 90298 TYPE 38. На рис. 4 приведен снимок этой миры, полученный при анодном напряжении 95 кВ и токе 5 мА. Как видно из рисунка, разрешение детектора составляет 1,2 пар лин./мм, что соответствует теоретическому разрешению детектора с шагом элементов 0,4 мм.

Контрастная чувствительность измерялась по методике Мосрентгена для цифровых сканирующих систем. В соответствии с ней производилась съемка алюминиевой пластины толщиной 10 мм с наложенным на нее кружком алюминиевой фольги толщиной 0,2 мм и диаметром 10 мм. При 83 кВ и 10 мА получено значение контрастной чувствительности 2 %.

Динамический диапазон оценивался по результатам съемки алюминиевого ступенчатого клина с максимальной толщиной 20 мм и высотой ступенек 1 мм.

Дозиметрический контроль выполнялся радиологической группой Центра санэпиднадзора Новосибирской области Комитета санэпиднадзора России. Измерения, выполненные этой группой, показали, что дозовые нагрузки в 10—20 раз меньше, чем при выполнении традиционных исследований с использованием пленки.

В настоящее время на опытных образцах описанной системы выполнено около 1000 рентгенологических исследований. Примеры снимков шейного отдела позвоночника, взятые из клинической практики, приведены на рис. 5. Окончательно качество получаемых снимков оценивалось медицинскими экспертами: врачами-рентгенологами проф. О. С. Антоновым, А. О. Антоновым, Н. А. Бурнашовым и многими другими.

Таким образом, разработанная сканирующая система пригодна для использования в составе медицинского цифрового рентгенодиагностического комплекса.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Wong S., Zaremba L., Gooden D., Huang H. K. Radiologic image compression — a review // Proc. IEEE. 1995. 83, N 2. P. 194.
2. Бару С. Е., Макаров И. Р., Хабахпашев А. Г. и др. Цифровая рентгенографическая система для медицинской диагностики. Новосибирск, 1984. (Препр. ИЯФ; № 84).
3. Козлов С. И., Поташников А. К. Система регистрации и обработки рентгеновских изображений // Автометрия. 1993. № 2. С. 46.
4. Селезнев С. Н., Скок А. А., Сорокин В. А., Третьяков В. П. Медицинский цифровой рентгенодиагностический комплекс // Научная сессия-95: Тез. докл. Новосибирск: ИАиЭ СО РАН, 1996.

Поступила в редакцию 4 марта 1996 г.