

## Отображение цифрового рентгеновского снимка на экране компьютера: проблемы и пути их решения

*А.Н. Гуржиев, С.Н. Гуржиев, А.В. Кострицкий*

*ЗАО “Рентгенпром”*

В течение последних нескольких лет цифровая рентгеновская техника стала широко применяться для получения медицинских диагностических изображений во всех развитых странах. И в России за последнее время доля, приходящаяся на цифровую технику, в общем парке аппаратов, имеющих в распоряжении отделений лучевой диагностики и флюорографических служб, стала увеличиваться. Происходит это, главным образом, за счет цифровых флюорографов, в основном отечественного производства.

Одной из особенностей эксплуатации цифровой рентгенологической техники в России является отсутствие начального опыта работы у персонала с компьютером и, вследствие этого, возникновение проблем при работе с изображениями на экране монитора. Так, например, опрос пользователей малодозовых цифровых флюорографов ПроСкан-2000® производства ЗАО “Рентгенпром” [1], география расположения которых охватывает практически всю страну, показал, что только 8% из них ранее имели практический опыт работы с компьютером. И хотя этот же опрос показал, что дружественный интерфейс программ позволяет большинству пользователей (по нашим данным, около 80%) относительно легко перейти от диагностики по пленке к экрану монитора, наш личный опыт говорит, что у большей части рентгенологов нет четкого представления, чем отличаются пленочное и цифровое изображения. В данной статье в популярной форме рассказывается о типичных проблемах, возникающих при визуализации цифровых рентгенограмм, и о методах их решения.

Здесь не дается детальное описание физических принципов и основных типов детекторов, используемых для регистрации рентгеновского излучения, поскольку с ними можно ознакомиться в литературе [2, 3]. Однако для понимания сути цифрового рентгенологического изображения все же необходимо остановиться на самых важных моментах. Для приме-

ра рассмотрим сканирующий цифровой малодозовый флюорограф ПроСкан-2000®.

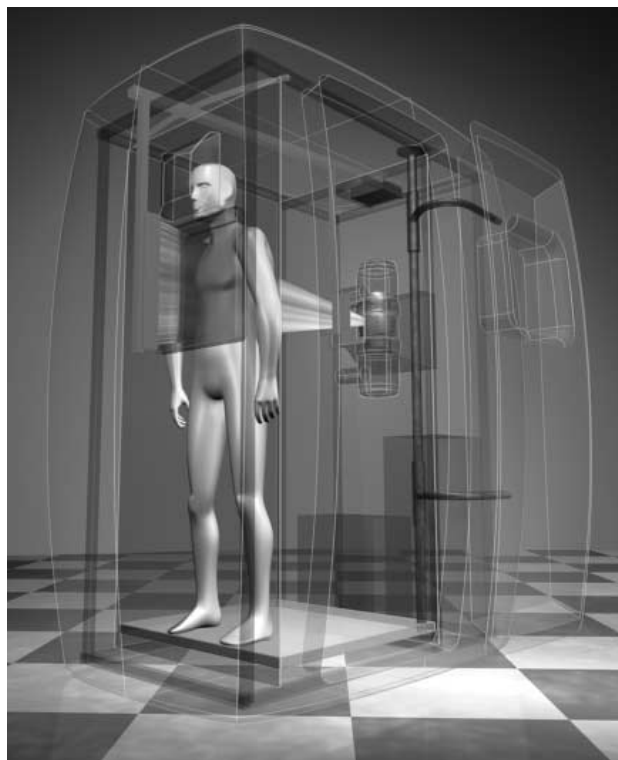
Все детекторы имеют некоторую чувствительную область (пиксел), в которой происходит преобразование рентгеновского излучения в электрический сигнал.

Амплитуда электрического сигнала прямо пропорциональна интенсивности рентгеновского излучения, регистрируемого пикселом (в случае пленочного аппарата степень потемнения пленки обратно пропорциональна интенсивности излучения). Посредством электронного модуля, называемого аналого-цифровым преобразователем (АЦП), амплитуда регистрируемого сигнала преобразуется в число. Полученное число может быть считано с пиксела в компьютер. Конечно, одно-единственное число мало кого интересует, и цифрового снимка из него не сделать. Поэтому детектор состоит из большого количества пикселов, вытянутых в линию. Обычно пиксел имеет квадратное сечение со стороной, равной десятым долям миллиметра, и состоит из нескольких тысяч чувствительных элементов — например, 2000.

Если такой детектор поместить в верный пучок рентгеновского излучения и, равномерно двигая его вдоль пациента (рис. 1), считывать с него информацию 2000 раз, то в памяти компьютера окажется массив чисел, состоящий из 2000 рядов и 2000 строк. В данной числовой матрице каждое число прямо пропорционально интенсивности попавшего рентгеновского излучения в пиксел в определенной точке пространства. Таким образом, в компьютере появляется цифровая информация о прохождении рентгеновских лучей через площадку примерно  $40 \times 40$  см<sup>2</sup>, т.е. цифровой снимок. Однако еще до того, как изображение появится на экране, данные, считанные с детектора, проходят предварительную обработку. Необходимость этой обработки связана со следующими особенностями работы детектора. Во-первых, в каждом пикселе регистрируется электрический сигнал даже в случае от-

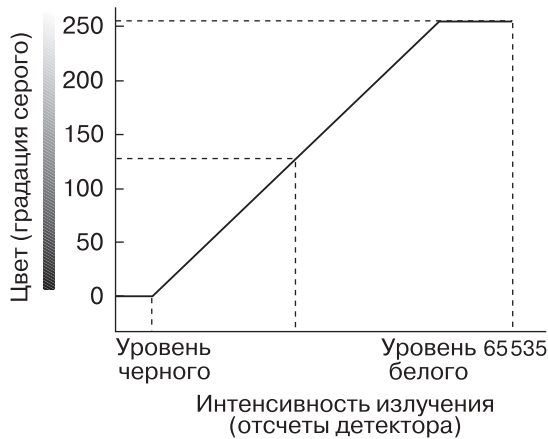
сутствия рентгеновского излучения, так называемый темновой ток. В случае регистрации рентгеновского излучения полезный сигнал с детектора добавляется к величине сигнала темнового тока. Для определения истинного отклика детектора на рентгеновское излучение из полученного значения сигнала необходимо вычесть величину темнового тока. Поэтому на практике предварительно выполняется измерение сигнала темнового тока, который затем вычитается из сигнала, полученного при производстве рентгеновского снимка. Во-вторых, из-за того, что невозможно изготовить абсолютно одинаковые чувствительные зоны детекторов, существует некоторый разброс в величинах сигналов для разных пикселей, даже если они регистрируют одинаковое количество излучения. Если в соответствии с полученными значениями поставить оттенки серого и вывести это изображение на экран монитора, то оно получится неоднородным, что не будет соответствовать реальности. Чтобы устранить этот эффект, для каждого пикселя используют поправочный коэффициент, который умножают на полученное значение сигнала в пикселе. Процедуру получения поправочных величин для всех пикселей называют калибровкой, а полученные коэффициенты калибровочными. Очевидно, что процедура калибровки, так же как и измерение темнового тока, должна быть проведена до производства флюорограммы, потому что для каждого полученного значения из матрицы с количеством элементов  $2000 \times 2000$  необходимо вычесть темновой ток и умножить полученное значение на калибровочный коэффициент. В известном смысле полученная матрица чисел, хранящаяся в компьютере, может называться цифровым изображением, которое обладает рядом неоспоримых перед фотопленкой достоинств. Оно может неизменно храниться в цифровом виде в компьютере, передаваться по электронным сетям с огромными скоростями, обрабатываться с помощью различных программ обработки данных и визуализации изображений, отображаться на мониторе, выводиться на принтер.

Рассмотрим процесс получения из матрицы чисел (цифрового изображения) реальной картинки на экране монитора. В памяти компьютера числа хранятся в двоичной системе счисления, попросту говоря, компьютер различает только две цифры: 0 и 1, для которых отведена одна ячейка (называется "бит"). Поэтому, чтобы из этих цифр можно было состав-

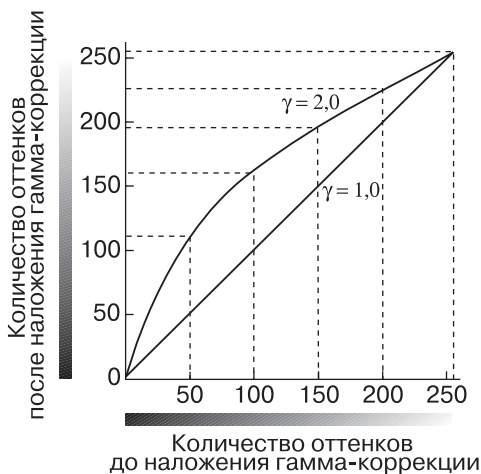


*Рис. 1. Принципиальная схема получения флюорографических данных с помощью сканирующего детекто-*

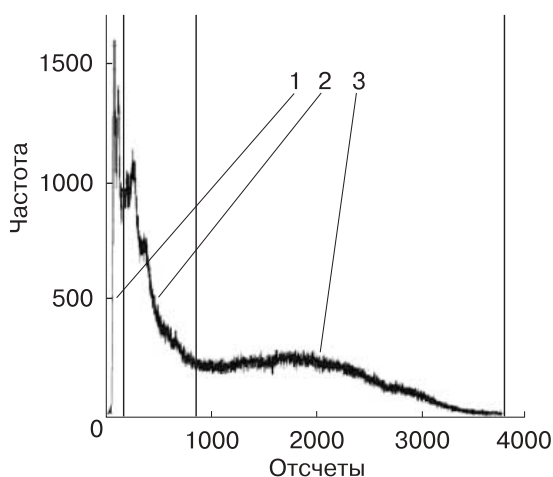
лять другие числа, используют не одну ячейку. Так, с одной ячейкой мы можем хранить в компьютере два числа: 0 и 1. Если мы к предыдущей ячейке добавим еще одну, то удвоим наши возможности и сможем записать 4 числа: 0, 1, 2 и 3. Например, если в обеих ячейках нули: 00 – это будет 0, ноль и единица: 01 = 1, 10 = 2, 11 = 3. Если к двум ячейкам добавим еще одну, то чисел станет 8. Если для записи одного числа используется  $N$  ячеек, можно легко подсчитать, что количество возможных для хранения чисел равно  $2^N$ . В аппарате ПроСкан-2000® электрический сигнал с детектора оцифровывается 16-битным АЦП, что теоретически позволяет получить снимок с  $2^{16} = 65536$  уровнями яркости. При формировании изображения на экране компьютера зарегистрированные значения яркостей необходимо отобразить различными градациями серого цвета. Проблема состоит в том, что компьютер может вывести на монитор только 256 оттенков серого. Это сделано неслучайно: среднестатистический глаз различает всего около 200 различных ступеней яркости. Таким образом, при отображении снимка весь диапазон зарегистрированных яркостей сжимается до 256, что, безусловно, приводит к потере полезной информа-



**Рис. 2.** Преобразование зарегистрированной яркости сигнала в полутона серого цвета при выборе верхней и нижней границ визуализации.



**Рис. 3.** Наложение гамма-коррекции.



**Рис. 4.** График распределения частоты яркостей флюорограммы. Область 1 – костная ткань, область 2 – плотная мышечная ткань, область 3 – мягкая легочная ткань.

ции. Обычно указывают граничные значения визуализации, вне диапазона которых информация не используется, – это уровни черного (нижняя граница) и белого (верхняя граница) цвета (рис. 2). Все ячейки, значения яркостей которых меньше нижней границы, отображаются черным цветом, а значения яркостей, превышающие верхнюю границу, выводятся белым цветом. Все же, что лежит между ними, линейно преобразуется в 256 полутонов серого.

Однако простого линейного преобразования оказывается недостаточно, так как наш глаз с трудом различает соседние (по интенсивности) градации серого цвета. Для решения этой проблемы используют так называемую гамма-коррекцию отображения серого цвета (рис. 3). Тут следует отметить, что величина гамма-коррекции зависит не только от восприятия конкретного человека, но и от типа устройства, на который выводится снимок: монитор, принтер и т.д.

Обычно программы просмотра снимков автоматически определяют начальные значения уровней черного и белого, устанавливая тем самым тот интервал яркостей, который наиболее значим для отображения конкретного снимка. Так, например, для передних флюорограмм очень важно правильно выставить границу белого, которая, с одной стороны, должна быть ниже яркостей, соответствующих тем областям на снимке, где нет никаких тканей, с другой стороны, не должна отсекал область мягких тканей легких, иначе это приведет к появлению на них белых пятен. Однако автоматического определения границ может оказаться недостаточно. Например, в том случае, когда полный интервал выбранных яркостей намного больше 256, а врачу необходимо детально изучить одну из его частей (либо мягкие, либо плотные ткани), не теряя при этом контрастной чувствительности. Для этого в программах просмотра снимков обычно имеется возможность ручной установки границ белого и черного.

Кроме выбора границ визуализации часто используются дополнительные алгоритмы нелинейного преобразования яркостей в полутона серого. Они позволяют более подробно отображать на снимке нужные врачу анатомические области (мягкие ткани легких, кости, брюшную полость и т.д.). Например, в случае флюорограммы график распределения частоты яркостей (рис. 4) грубо можно разделить на три интервала: область, отвечающая костным тканям, область плотных мышечных тканей и

область мягких легочных тканей. Задача математического алгоритма, обеспечивающего отображение легочной ткани с максимальным контрастом, сводится к “сжатию” первых двух областей и “растяжению” третьей. Типичная функция, выполняющая такое преобразование яркостей в полутона серого цвета, показана на рис. 5.

Проблему отображения зарегистрированных яркостей ограниченным количеством уровней серого можно обойти, если использовать для этого не монохромную гамму, а весь цветовой спектр. Современные компьютерные мониторы способны выводить до  $2^{32} = 4294967296$  цветов, что заведомо больше динамического диапазона используемых в медицинских аппаратах АЦП. К тому же, человеческий глаз значительно лучше различает переходы от одного цвета к другому, нежели полутона серого цвета. Однако на пути практической реализации этой идеи возникают две проблемы. Во-первых, необходимо подобрать естественную для человеческого восприятия цветовую гамму, которая бы описывала весь зарегистрированный интервал яркостей. И во-вторых, это потребует создания новой школы анализа снимков для практикующих рентгенологов, которые привыкли иметь дело именно с серой гаммой.

В заключение хотелось бы отметить, что, конечно, математические алгоритмы используются не только для решения задач отображения снимков на экране компьютера. Большинство программ оснащено дополнительными средствами, позволяющими целенаправленно изменять исходное изображение в соответствии с выбранной стратегией: уменьшать шумы, устранять глобальные неоднородности, связанные с работой аппаратуры, увеличивать резкость изображения, выделять границы резких переходов яркостей и т.д. Очень

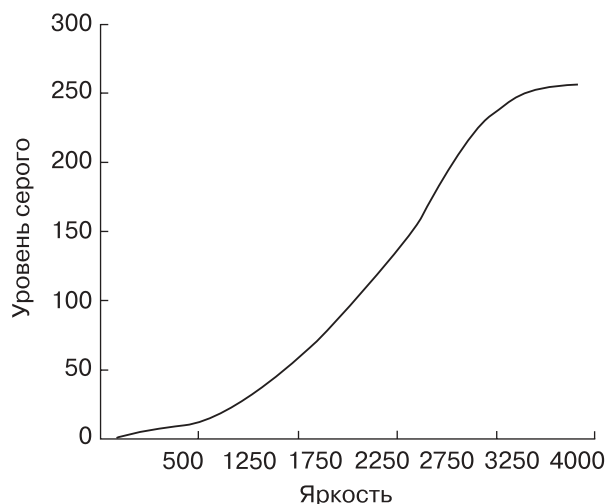


Рис. 5. Пример функции преобразования яркостей в уровни серого цвета, отображающиеся на экране монитора.

интересными и многообещающими, по мнению авторов, является применение таких мощных и новейших методов обработки, как фильтрация изображений на основе непрерывной вейвлет-трансформации (для эффективного подавления шумов), кластерный анализ (для выделения определенных структур), методы биокоррекции (алгоритмы, свойственные органам живых существ).

### Список литературы

1. Гуржиев А.Н., Гуржиев С.Н., Кострицкий А.В. Практические аспекты эксплуатации малодозового цифрового флюорографа ПроСкан-2000® // Мед. бизнес. 2002. № 9–10. С. 99–100.
2. Основы рентгенодиагностической техники / Под ред. Блинова Н.Н. М.: Медицина, 2002.
3. Белова И.Б., Китаев В.М. Малодозовая цифровая рентгенография в профилактических обследованиях населения // Радиология – Практика. 2001. № 2. С. 22–26.

## ПО СТРАНИЦАМ НАУЧНЫХ ЖУРНАЛОВ

### ДИАГНОСТИКА И ЛЕЧЕНИЕ ПОСТТРАВМАТИЧЕСКОГО СВЕРНУВШЕГОСЯ ГЕМОТОРАКСА

А.С. Ермолов с соавт. (Хирургия. 2002. № 10. С. 4–9) произвели анализ 102 наблюдений свернувшегося гемоторакса (32 – после проникающих ранений и 70 – после закрытой травмы груди). Причиной

развития свернувшегося гемоторакса чаще всего было позднее обращение за медицинской помощью и неполноценное дренирование плевральной полости при гемотораксе. Авторы выделили 4 типа свернувшегося гемоторакса: локальный, плащевидный, тотальный и фрагментарный. Чувствительность рентгенологического метода

в диагностике составила всего 31,9%, ультразвукового исследования – 68%, КТ – 100%. В зависимости от тяжести состояния больных, объема свернувшегося гемоторакса и стадии его формирования применяли консервативное лечение, введение стрептазы, торакоскопию и торакотомию с плеврэктомией и декортикацией легкого.