

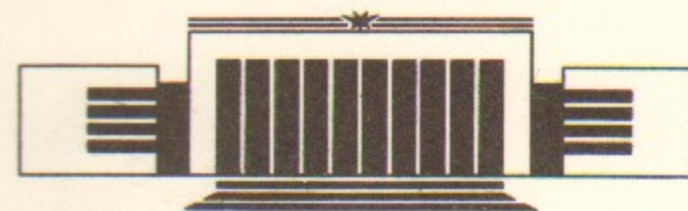


47  
ИНСТИТУТ ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ СО АН СССР

Е.А. Бабичев, С.Е. Бару, А.И. Волобуев,  
В.В. Гусев, Г.М. Колачев, Г.А. Савинов,  
В.А. Сидоров, А.Г. Хабахпашев, Л.И. Шехтман

**ЦИФРОВАЯ  
РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА  
ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ**

**ПРЕПРИНТ 89-73**



**НОВОСИБИРСК**

Цифровая рентгенографическая установка  
для медицинской диагностики

*Е.А. Бабичев, С.Е. Бару, А.И. Волобуев,  
В.В. Гусев, Г.М. Колачев, Г.А. Савинов,  
В.А. Сидоров, А.Г. Хабахпашев, Л.И. Шехтман*

Институт ядерной физики  
630090, Новосибирск 90, СССР

АННОТАЦИЯ

Описана цифровая рентгенографическая установка сканирующего типа на основе однокоординатной многопроволочной пропорциональной камеры. Установка снижает дозы облучения в 30—100 раз по сравнению с традиционными методами рентгеновского обследования и улучшает диагностические возможности рентгенографии. Цифровое изображение, получаемое на установке, имеет  $256 \times 256$  элементов размером  $\sim 1 \times 1$  мм.

© Институт ядерной физики СО АН СССР

ВВЕДЕНИЕ

Крупный шаг вперед в развитии техники и диагностических возможностей рентгенографии произошел в 70-х годах с появлением компьютерной томографии. Улучшилось качество изображений и их информативность, повысилась контрастная чувствительность при исследовании структуры внутренних органов. Вместе с тем, компьютерная томография, несмотря на все свои достоинства, не вытеснила проекционную рентгенографию. Два этих метода диагностики естественным образом разделили между собой области приложения, а в некоторых случаях и дополнили друг друга.

Успехи компьютерной томографии и значительные достижения в области математической обработки цифровых изображений повысили интерес к цифровой рентгенографии. Ее достоинства сейчас хорошо известны. Цифровая рентгенография может быть значительно улучшена, если косвенные пути получения цифрового изображения, связанные с оцифровкой рентгеновского снимка или аналогового телевизионного сигнала, заменить прямой регистрацией рентгеновского излучения соответствующими детекторами. Такой подход дает возможность резко снизить дозы облучения пациентов — основной источник надфонового облучения населения, значительно расширить динамический диапазон и исключить регистрацию рассеянного излучения.

В институте ядерной физики СО АН СССР в 1981—1984 гг. была разработана цифровая рентгенографическая установка сканирующего типа, снижающая дозы облучения пациентов в

30—100 раз по сравнению с рентгеновской пленкой с усиливающим экраном [1]. В отличие от стандартных диагностических аппаратов в этой установке для регистрации рентгеновского излучения вместо фотопленки или РЭОПа использовалась многопроволочная пропорциональная камера. В 1986 году была разработана новая многопроволочная пропорциональная камера, которая позволила почти в два раза повысить пространственное разрешение и в три раза увеличить быстродействие.

### УСТРОЙСТВО И РАБОТА УСТАНОВКИ

Цифровая рентгенографическая установка включает в себя стандартный рентгеновский излучатель, механическую систему сканирования, пропорциональную камеру и систему регистрации и управления. Схема установки показана на рис. 1. Распределение

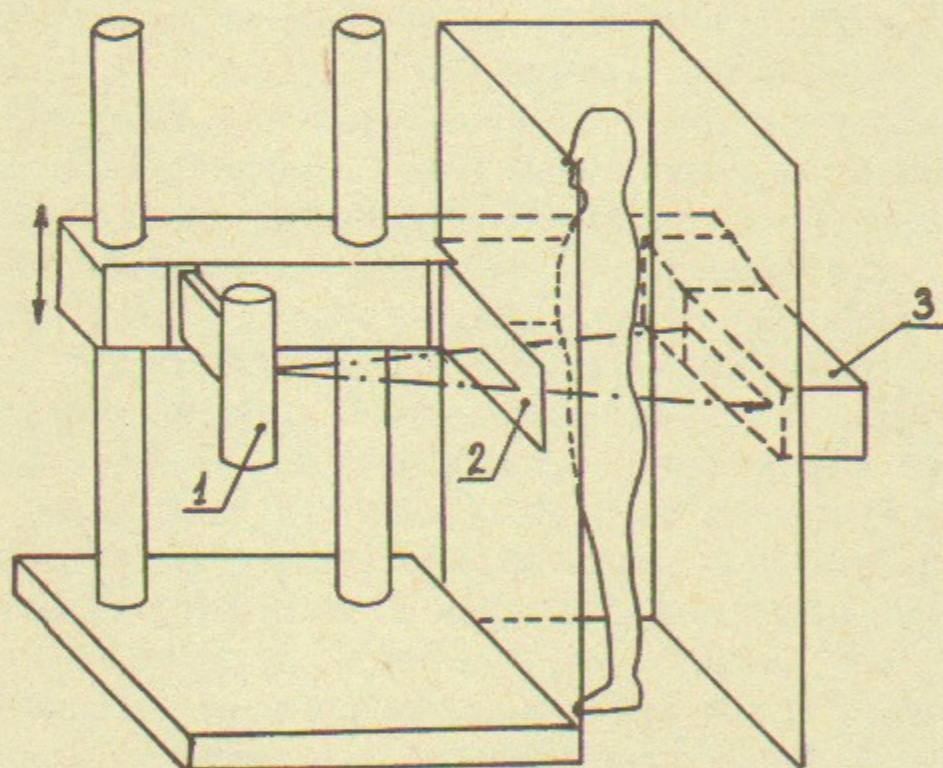


Рис. 1. Цифровая рентгенографическая установка:

1—рентгеновская трубка; 2—щелевой коллиматор; 3—многопроволочная пропорциональная камера.

излучения в горизонтальном направлении измеряется с помощью пропорциональной камеры, а в вертикальном направлении — путем механического сканирования. Для этой цели стандартная рентгеновская трубка, щелевой коллиматор и камера во время съемки

одновременно и равномерно перемещаются в вертикальном направлении. Коллиматор со щелью  $\sim 1$  мм формирует тонкий веерообразный пучок рентгеновского излучения, который после прохождения через тело пациента попадает во входное окно пропорциональной камеры.

Многопроволочная пропорциональная камера для такой установки должна иметь ширину канала 1—0.5 мм, эффективность регистрации не менее 20—30% для энергии 60 кэВ и быстродействие 300—500 кГц при снижении эффективности на 20%. Для получения такого быстродействия необходимо использовать метод параллельного съема информации с однокоординатной камеры, а эффективная длина анодной нити должна быть достаточной для снижения объемного заряда до приемлемого уровня. Требуемую эффективность можно получить, если толщина чувствительного слоя ксенона будет составлять несколько сантиметров при давлении в несколько атмосфер. Эти требования к длине анодной нити и толщине чувствительного слоя газа могут быть выполнены, если направление движения квантов параллельно анодным проволочкам. До сих пор все описанные в литературе МПК имели анодные электроды параллельные друг другу. В нашем случае при необходимой длине камеры 300—400 мм и расстоянии от фокуса рентгеновской трубки до МПК 1300 мм, параллакс на краях камеры ухудшит разрешение до 4—5 мм. Даже в первой установке с

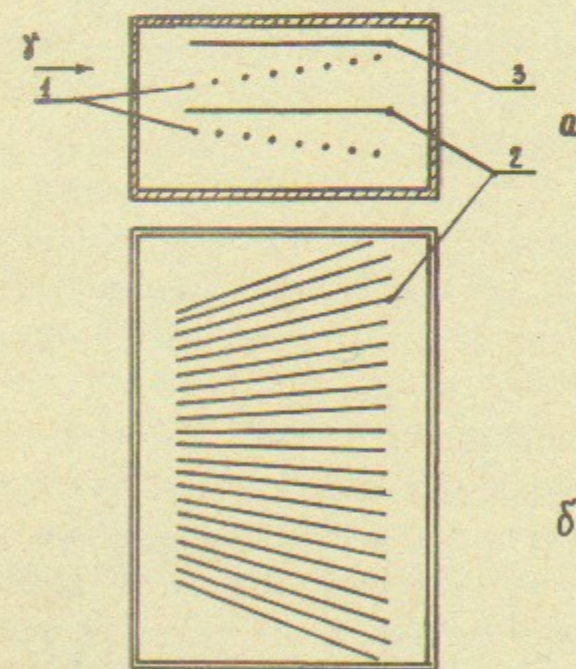


Рис. 2. Многопроволочная пропорциональная камера:

а—вид с торца; б—вид сверху на анодную плоскость; 1—катодные плоскости; 2—анодная плоскость; 3—дрейфовый электрод.

шириной канала 2 мм на краях разрешение ухудшалось почти в полтора раза при длине анодных проволочек 30 мм.

Поэтому для получения необходимого разрешения была разработана МПК с веерообразной анодной плоскостью [2]. Направления всех анодных проволочек пересекаются в фокусе рентгеновской трубки, расположенном на расстоянии 1300 мм от центра камеры (рис. 2). Анодная плоскость изготовлена из проволочек диаметром 10 мкм, шаг анодных проволочек 1.2 мм, длина 50 мм. Для увеличения быстродействия камеры расстояние анод-катод уменьшено до 2 мм. Катодные плоскости состоят из проволочек диаметром 100 мкм, натянутых с шагом 1 мм перпендикулярно анодным проволочкам. Катодные плоскости наклонены по отношению к анодной так, чтобы скомпенсировать изменение коэффициента газового усиления, возникающее за счет веерности анодной плоскости. Без наклона катодных плоскостей на длине анодной проволочки 50 мм коэффициент газового усиления изменяется на 30%.

Пучок рентгеновского излучения попадает в камеру между верхним катодом и дрейфовым электродом, расположенным над катодной плоскостью на расстоянии ~8 мм. Первичная ионизация, образующаяся в дрейфовом промежутке, под действием электрического поля дрейфует в сторону верхней катодной плоскости, проникает сквозь нее и при приближении к анодной проволочке образует электронно-ионную лавину. При движении электронов и ионов в поле камеры на ближайшую анодную проволочку (иногда две) наводится заряд, который регистрируется усилителем-формирователем [УФ]. УФ подключены к каждой анодной проволочке. Сигнал с усилителей-формирователей поступает на вход специальных схем отбора, которые бракует событие, если одновременно сработали две соседние анодные проволочки.

МПК помещена в дюралевый корпус, наполненный смесью  $\text{Xe} + 20\% \text{CO}_2$  при давлении 3 атм. Входное окно камеры имеет толщину 0.5 мм.

Совокупность указанных выше особенностей этой пропорциональной камеры позволила получить одинаковое пространственное разрешение ~1 мм как в центре камеры, так и на краях при неизменном коэффициенте газового усиления вдоль анодных проволочек, высоком быстродействии и хорошей эффективности.

Блок-схема установки приведена на рис. 3. Усилители-формирователи размещены вдоль МПК. Каждая микросхема дополнена диодно-резистивной защитной цепью. Пороги всех УФ сделаны максимально одинаковыми ( $5 \cdot 10^{-14}$  Кл). Блоки отбора исклю-

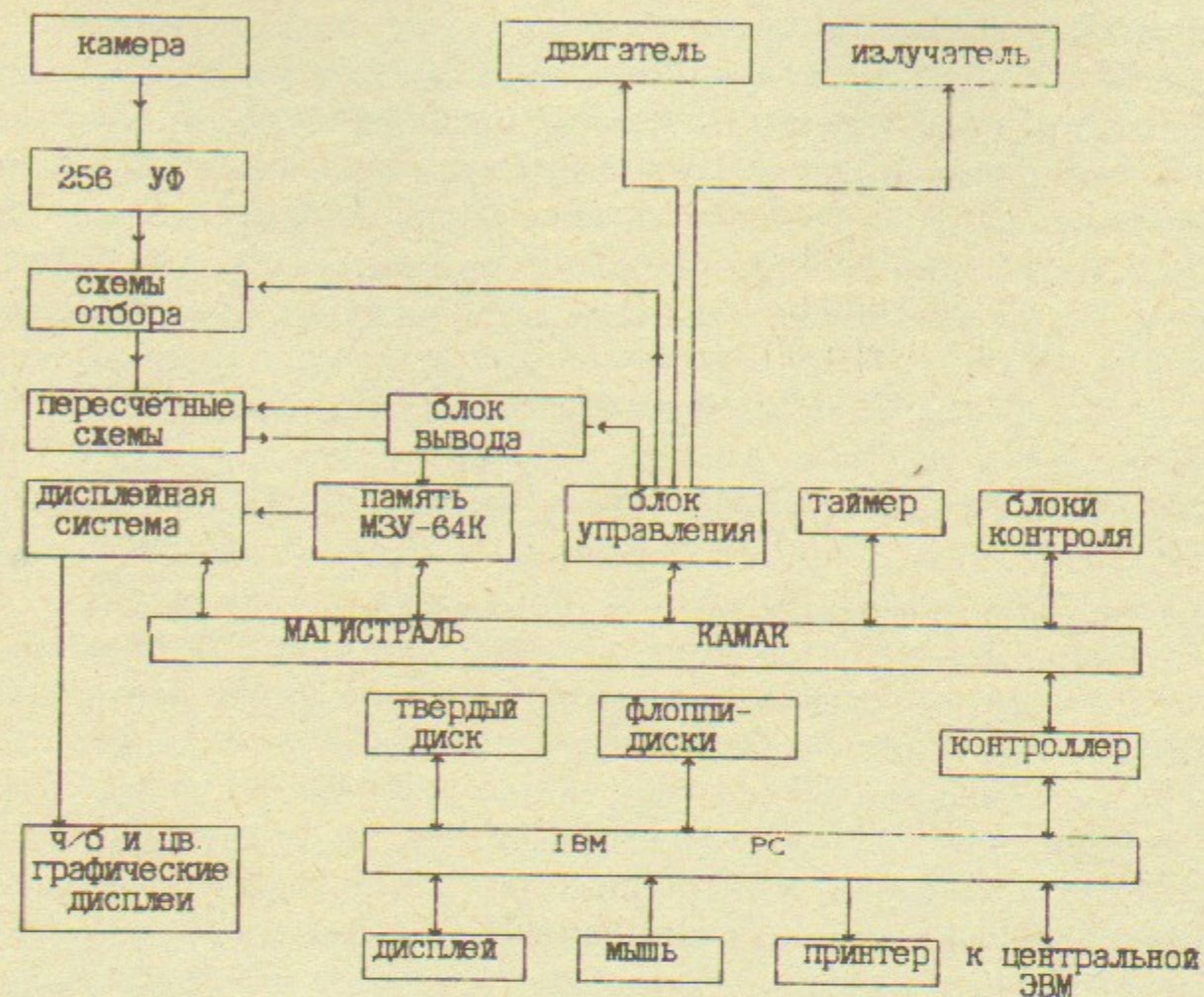


Рис. 3. Блок-схема цифровой рентгенографической установки.

чают события, связанные со срабатыванием от одного кванта двух и более соседних каналов. Дискриминация производится по принципу одновременности срабатывания с помощью 256 схем антисовпадений. Соседние каналы считаются одновременно сработавшими, если интервал времени между импульсами в этих каналах меньше 200 нс. Эта величина соответствует максимально возможной сумме двух составляющих: различия времен дрейфа электронов первичной ионизации и разброса времен срабатывания УФ, вызванного динамическим диапазоном входных сигналов. Блоки отбора используются также для задания от ЭВМ времени экспозиции одной строки и всего кадра.

Установка работает следующим образом. Одновременно с включением излучателя начинается механическое сканирование по вертикали. Информация, накопленная в счетчиках за время экспозиции строки, через блок вывода переписывается в промежуточную память в стандарте КАМАК — МЗУ-64К. После переписи счетчики начинают регистрацию квантов в следующей по вертикали строке.

По окончании съемки кадра в памяти накапливается так называемое цифровое изображение — матрица  $256 \times 256$  чисел, описывающая распределение излучения после прохождения через тело пациента. Несмотря на большое время съемки кадра, снижения резкости изображения из-за небольших перемещений пациента и отдельных органов не происходит, так как время экспозиции одной строки составляет всего 30 мс. Первое необработанное изображение на дисплее возникает одновременно со сканированием. В дальнейшем после необходимой обработки изображение может быть представлено в наиболее удобном для врача виде с помощью быстрой дисплейной системы. Для работы с ней массив снимка переписывается из ОЗУ ЭВМ, где он находится во время обработки, снова в промежуточную память.

В крейте КАМАК, кроме названных выше промежуточной памяти и дисплейной системы, находятся: блок управления рентгеновским излучателем, механикой сканирования и системой сбора данных с камеры; таймер, а также устройства контроля, с помощью которых специальная программа позволяет оперативно проверить исправность электронных блоков и измерить основные характеристики камеры (функционирование всех УФ, временные параметры блоков отбора, правильность работы пересчетных схем, напряжения всех источников питания, зависимость эффективности детектора от различных параметров и т. п.).

В первых трех установках УФ размещаются на корпусе пропорциональной камеры. Остальная электроника — схемы отбора, счетчики, источники питания пропорциональной камеры вместе с крейтом КАМАК размещаются в отдельной стойке.

Управление установкой осуществляется с помощью ЭВМ IBM PC. В состав ЭВМ входит твердый диск объемом 20 Мбт, флоппи-диски, мышь и мозаичное печатающее устройство. Мышь применяется для управления программой и преобразования изображения на дисплее. На твердом диске хранится операционная система и программа, а также может быть размещено 100—150 снимков, полученных на установке. Для организации архива большего объема должна использоваться связь с центральной ЭВМ клиники.

ЭВМ вместе с быстрой дисплейной системой, специально разработанной для этой установки, позволяет обрабатывать и выводить информацию на экраны черно-белого и цветного полутонных дисплеев. Естественно возникает вопрос, в каком виде выводить цифровое изображение на дисплей. Простейший способ — сделать яркость каждого элемента пропорциональной числу квантов, заре-

гистрированных в данном канале (в таком виде информация выводится во время сканирования). Несложные оценки показывают, что такой способ близок к оптимальному. Яркость свечения телевизионного экрана в определенных пределах пропорциональна амплитуде видеосигнала. Амплитуда сигнала  $A \sim N_{ij}$  — числу квантов, зарегистрированных в канале с координатами  $i$  и  $j$ . Чувствительность глаза  $J_y$  пропорциональна логарифму яркости, следовательно,  $J_y \sim \ln N_{ij}$ .

С другой стороны, рентгеновский снимок должен показать структуру внутренних органов, а если исходить из взаимодействия рентгеновских лучей с веществом — должен давать двухкоординатное распределение макроскопических интегральных коэффициентов поглощения в плоскости снимка. С некоторым приближением можно говорить, что проекционная рентгенография должна давать изображение распределения интеграла плотности по проекции в направлении данного элемента снимка. Так как и макроскопический коэффициент поглощения, и плотность зависят логарифмически от зарегистрированного числа импульсов  $N_{ij}$ , вывод на дисплей цифрового изображения с элементами  $N_{ij}$  равносильен выводу изображения плотностной картины данного участка тела пациента.

В некоторых случаях для расширения динамического диапазона может оказаться полезным преобразование матрицы  $N_{ij}$ . Как показала первая практическая работа врачей на таких установках, иногда, с этой целью целесообразно вести преобразование  $n_{ij} = \sqrt{N_{ij}}$  и выводить матрицу  $n_{ij}$ .

Специальная программа дает возможность врачу преобразовывать изображение таким образом, чтобы сделать его наиболее удобным для визуального анализа и за этот счет улучшить диагностические возможности проекционной рентгенографии. Для этой цели весь диапазон изменения чисел матрицы  $N_{ij}$  (16-разрядные слова) или его произвольная часть от  $N_1$  до  $N_2$  (т. е. каналы, в которых  $N_1 < N_{ij} < N_2$ ) разбивается на 32 градации при выводе на дисплей. Программа позволяет перемещением мыши произвольно менять нижнюю  $N_1$  и верхнюю  $N_2$  границы выбранного участка диапазона. Смена изображения происходит практически одновременно с движением мыши, что позволяет быстро отыскивать и выделять на снимке признаки, имеющие диагностическое значение. Можно также разбить снимок горизонтальной или вертикальной линией (положение линии выбирается с помощью мыши) и изменять границы контрастности на каждой части снимка отдельно.

Такая операция необходима при обработке снимков с сильно изменяющейся плотностью и для измерения расстояний между ориентирами, лежащими в таких областях. Программа позволяет осуществлять целый ряд других операций, улучшающих изображение на дисплее. В режиме «окна» на дисплей выводится весь диапазон интенсивностей, т. е. врач видит весь снимок, с одновременным использованием части градаций для более подробного показа выбранного участка. Положение этого окна внутри полного диапазона плотностей снимка и его ширина могут изменяться с помощью мыши. Эта же программа предусматривает также возможность измерения относительной плотности в любом элементе снимка или в произвольно очерченной области, увеличение выбранной части снимка, инверсию изображения, измерение размеров органов или расстояний между выбранными точками и некоторые другие операции.

Математическая обработка цифровых изображений — повышение четкости, дискриминация по размеру, увеличение контрастности и т. д. — позволит в будущем значительно улучшить информативность изображения. В настоящее время реализовано несколько простейших алгоритмов обработки — создана программа подчеркивания контуров, позволяющая улучшить четкость и повысить контрастность мелких деталей на снимке. Другая программа обработки производит функциональное преобразование  $n_{ij} = \sqrt{N_{ij}}$ , о котором говорилось выше.

Система, управляющая работой установки, включает в себя также специальную программу автоматической проверки исправности электроники и камеры. Время такой проверки составляет 10 минут. По окончании проверки распечатываются измеренные характеристики или только те параметры, которые вышли за установленные и зафиксированные в программе допустимые отклонения. Такую проверку целесообразно проводить раз в неделю, а также в случае обнаружения сбоев в работе установки.

#### ХАРАКТЕРИСТИКИ УСТАНОВКИ

Установка имеет следующие основные характеристики. Число элементов цифрового изображения  $256 \times 256 = 65536$ , емкость каждого элемента  $2^{16}$ , размер элемента в плоскости, проходящей через середину тела пациента  $1 \times 1$  мм. Пространственное разрешение, эффективность и быстродействие установки определяются процес-

сами, происходящими в камере при регистрации рентгеновских квантов, геометрией рентгеновского пучка и быстродействием электроники.

#### 1. Пространственное разрешение.

При поглощении рентгеновского кванта атомом Хе образуются вторичные частицы: фотоэлектроны, Оже-электроны, флуоресцентные фотоны. Пробеги этих частиц влияют на пространственное разрешение камеры, приводя в некоторых случаях к срабатыванию нескольких каналов одновременно.

Моделирование процессов поглощения, проведенное в соответствии с алгоритмами, описанными в работе [3], показало, что в смеси Хе + 20%СО<sub>2</sub> при давлении 3 атм вероятность одновременного срабатывания двух соседних каналов превышает вероятность одновременного срабатывания каналов, расположенных на большем расстоянии, по крайней мере, в 7 раз. Таким образом, основные искажения, связанные с двойной регистрацией рентгеновских квантов, вызываются, главным образом, совпадениями соседних каналов. Для их исключения используются схемы отбора, описанные выше.

Совпадения соседних каналов происходят в основном, когда фото- или Оже-электрон пересекают границу между ними. Для таких событий, образованных, как правило, вблизи границы канала, первичная ионизация делится на две части. Следовательно, исключение таких совпадений улучшает также пространственное и амплитудное разрешение детектора. Существенным недостатком метода является снижение эффективности примерно на 30% при энергии рентгеновского излучения 50—60 кэВ.

Пространственное разрешение детекторов с каналной структурой (примером такого детектора является МПК с указанным выше способом съема информации) полностью описывается функцией формы канала — зависимостью скорости счета канала от смещения узко коллимированного источника излучения. На рис. 4 приведена кривая формы канала, полученная при облучении камеры пучком рентгеновской трубки при напряжении 70 кВ, с фильтром 0.3 мм меди (средняя энергия 47 кэВ). Ширина кривой на половине высоты составляет 0.84 мм. Эта величина, меньше чем шаг анодных проволочек — 1.2 мм, поскольку подавление совпадений приводит в основном к исключению событий, регистрируемых вблизи границы каналов.

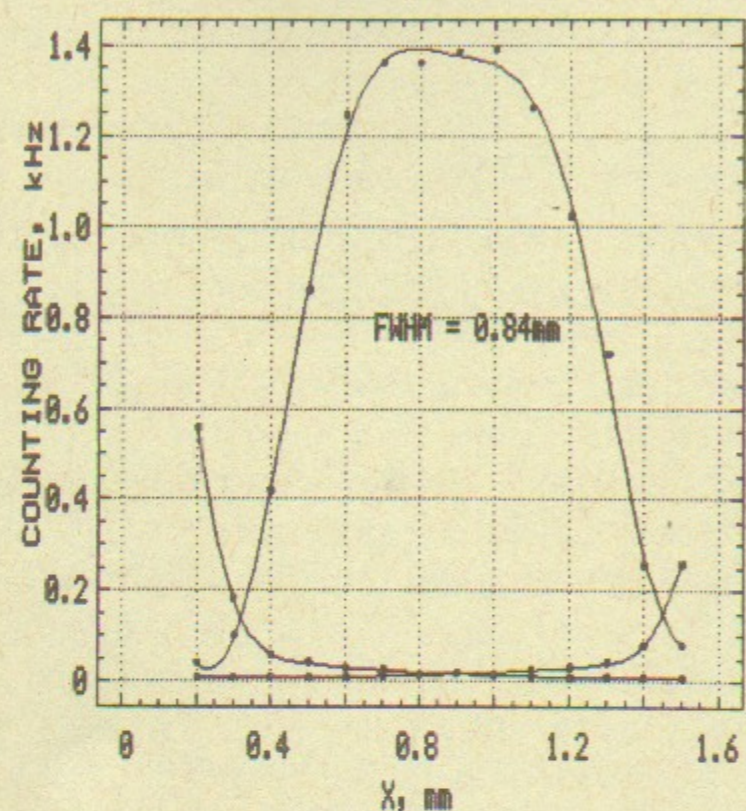


Рис. 4. Форма канала пропорциональной камеры. Справа и слева от основного графика начинаются аналогичные кривые для соседних каналов.

Однако, для многих практических целей удобнее описывать пространственное разрешение одним параметром с помощью частотно-контрастной характеристики (ЧКХ) — пространственной частотой на определенном уровне контрастности. Способ определения ЧКХ описан в [3]. Для ее измерения следует взять набор решеток с периодами  $\lambda_j$ , изготовленных из материала, непрозрачного для рентгеновского излучения. При съемке таких решеток зависимость скорости счета от номера канала строки (или столбца, если измеряется разрешение по вертикали) имеет периодический вид. Под ЧКХ понимается выражение

$$K(\nu) = \frac{N_{\max} - N_{\min}}{N_{\max}}, \quad (1)$$

где  $\nu = 1/\lambda$  пространственная частота;  $N_{\min}$  — среднее по всем каналам, в которых скорость счета меньше, чем средняя скорость  $\bar{N}$ ;  $N_{\max}$  — среднее по каналам, для которых  $N_i > \bar{N}$ .

Так определенная ЧКХ хорошо описывает пространственное разрешение в тех случаях, когда размер канала детектора  $\delta$  много меньше периода решетки  $\lambda$ . В нашем случае эти величины сравни-

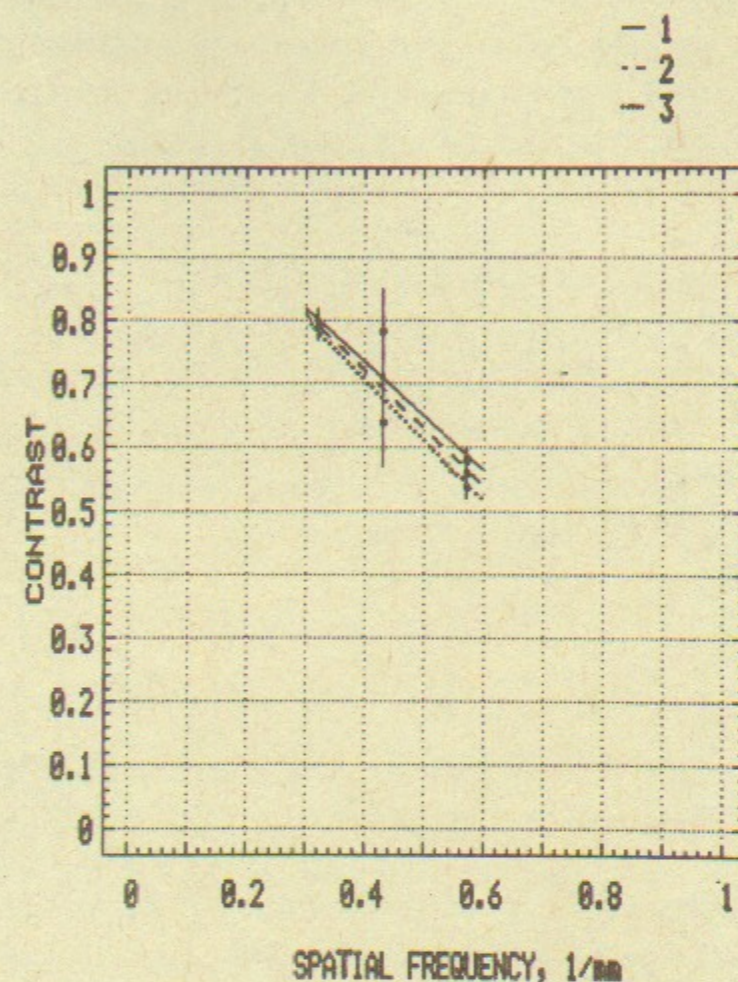


Рис. 5. Частотно-контрастные характеристики детектора:

1 — в центре МПК; 2 — на левом краю МПК (в области каналов с номером  $\sim 20$ ); 3 — на правом краю МПК (в области каналов с номером  $\sim 240$ ). Точность измерения при  $\nu = 0.46$  существенно хуже, чем при других значениях, поскольку период соответствующей измерительной решетки близок к удвоенному размеру канала МПК. Это приводит к тому, что биения, возникающие на изображении решетки имеют большой период, что вызывает значительные погрешности при вычислении величины  $K$ .

мы и при использовании решетки с  $\lambda=2\delta$ , например, значение  $K$  зависит от смещения фазы между границами решетки и канала. Для исключения такой неоднозначности необходимо усреднить  $K$  по фазе. Для этого все решетки были выбраны так, чтобы  $\lambda/2\delta$  отличалась от целочисленных значений и от величин кратных 0.5. При этом условии на изображении решетки возникают «биения», т. е. размах колебаний периодически меняется в зависимости от смещения фазы граница решетки — граница канала. В этом случае для расчета величины  $K$  достаточно провести усреднение по периоду биений.

Результаты измерения ЧКХ в центре и на краях камеры при облучении рентгеновским излучением при напряжении 70 кВ показаны на рис. 5. Если определить пространственное разрешение как частоту, при которой  $K=0.5$ , то видно, что существенных отличий в пространственном разрешении в центре камеры ( $0.68 \text{ мм}^{-1}$ ) и на краях ( $0.65 \text{ мм}^{-1}$ ,  $0.63 \text{ мм}^{-1}$ ) нет.

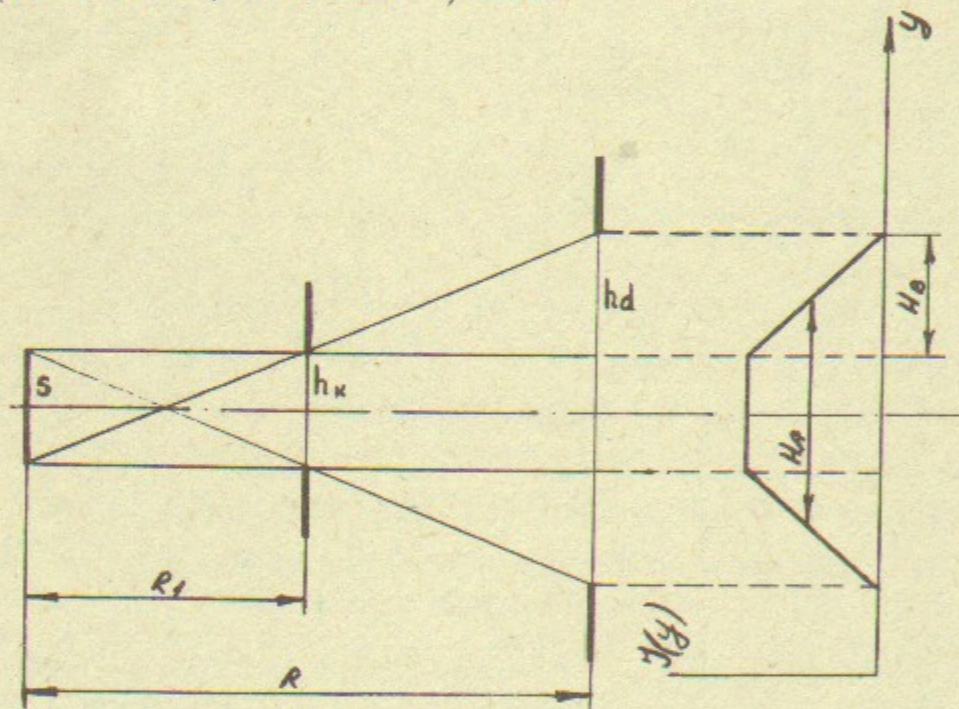


Рис. 6. Профиль коллимированного пучка  $I(y)$  в зависимости от вертикальной координаты  $y$ .

$S$  — размер фокуса рентгеновской трубки;  $h_c$  — размер основного коллиматора;  $h_d$  — размер коллиматора на камере.

Пространственное разрешение в направлении сканирования определяется геометрией коллимированного пучка, скоростью движения и временем экспозиции строки изображения. Профиль пучка, т. е. зависимость плотности потока рентгеновских квантов от координаты перпендикулярной плоскости пучка, определяется размером фокусного пятна на аноде рентгеновской трубки  $S$  и величиной щели основного коллиматора, формирующего веерный пучок

$h_c$ . Для определения основных параметров профиля пучка, имеющего вид трапеции (рис. 6), удобно ввести величины: проекцию фокусного пятна на плоскость камеры  $S' = S \frac{R-R_1}{R_1}$  и проекцию

коллиматора  $h'_c = h_c \frac{R}{R_1}$ . Тогда ширина пучка на полувысоте  $H_A$

равна большей из этих величин, а ширина склона  $H_B$  равна меньшей из них. С помощью диафрагмы на камере можно дополнительно уменьшить полную ширину пучка.

Форма вертикального канала изображения, кроме профиля пучка, определяется также шириной строки изображения по вертикали, т. е. произведением скорости сканирования на время экспозиции канала. Нетрудно получить связь между формой вертикального канала и профилем пучка с учетом ширины строки изображения по вертикали  $\delta$

$$I(y) = \int_y^{y+\delta} J(y) dy, \quad (2)$$

где  $J(y)$  — профиль пучка;  $I(y)$  — форма канала по вертикали. Результаты расчета разрешения по вертикали удобно привести в виде набора линий постоянной величины среднеквадратичной ошибки определения вертикальной координаты точки поглощения кванта  $\sigma$  в зависимости от  $h_d$  и  $h_c$  (рис. 7). Расчет сделан для  $S=2 \text{ мм}$ ,  $\delta=1 \text{ мм}$ ,  $R=1300 \text{ мм}$ ,  $R_1=650 \text{ мм}$ . Как видно из рисунка размер основного коллиматора практически не влияет на разрешение. Это связано с большим размером фокуса трубки, который, фактически, определяет ширину и форму канала по вертикали. Для улучшения разрешения по вертикали нужно уменьшить диафрагму на камере. Так при величине  $h_d=1 \text{ мм}$  и  $h_c=1 \text{ мм}$ ,  $\sigma=0.42 \text{ мм}$ , что соответствует каналу прямоугольной формы с шириной  $\sim 1.4 \text{ мм}$ .

Уменьшение диафрагмы на камере ведет к росту нагрузки на рентгеновскую трубку и увеличению бесполезной лучевой нагрузки на пациента, поскольку часть пучка, прошедшего сквозь тело больного, не регистрируется камерой. Так при уменьшении размера диафрагмы на камере с 3 мм до 1 мм (при  $h_c=1 \text{ мм}$ ) и сохранении статистической точности в элементах цифрового изображения доза увеличивается в 2.1 раза. Для достижения хорошего пространственного разрешения по вертикали при меньшем росте



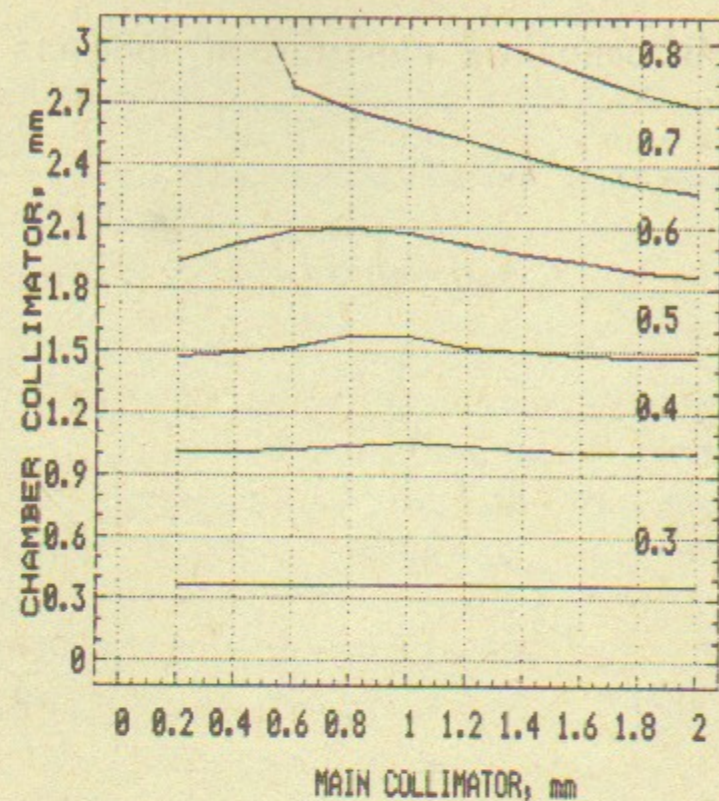


Рис. 7. Зависимость среднеквадратичной ошибки определения вертикальной координаты точки поглощения кванта  $\sigma$  от ширины основного коллиматора и ширины диафрагмы на камере. На графике представлены кривые  $\sigma = \text{const}$ , около каждой кривой проставлено соответствующее значение  $\sigma$ . Расчет сделан для трубки с фокусом 2 мм.

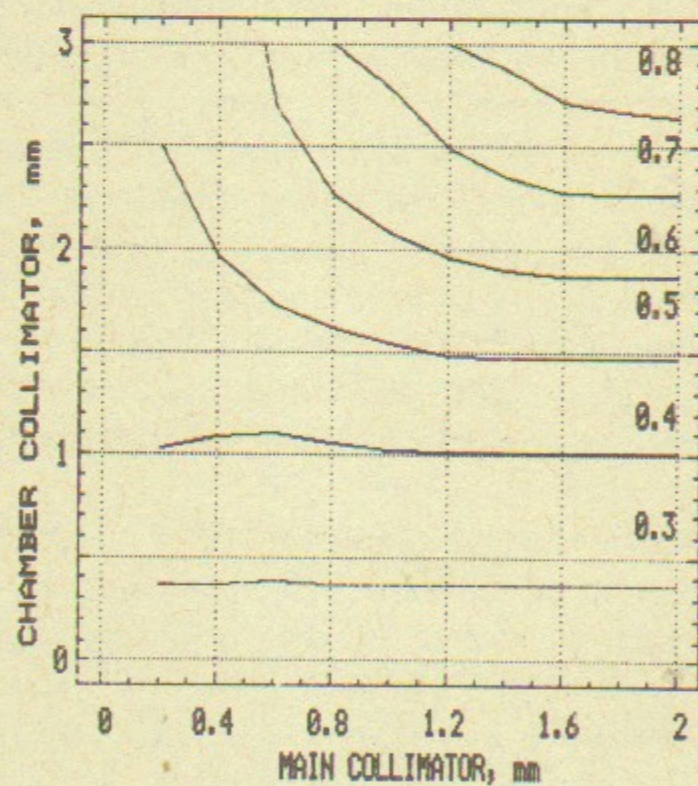


Рис. 8. То же что и на рис. 7. Расчет сделан для трубки с фокусом 1.2 мм.

дозы необходимо использовать рентгеновскую трубку с меньшим размером фокусного пятна. На рис. 8 приведен график аналогичный рис. 7, но для фокуса, равного 1.2 мм. Нетрудно видеть, что в этом случае  $\sigma = 0.4$  мм достигается при  $h_d = 1$  мм и  $h_c = 0.6$  мм, причем увеличение дозы при этом будет всего в 1.4 раза. В дальнейшем мы предполагаем использовать на наших установках трубки с размером фокусного пятна 1.2 мм и даже 0.6 мм, что даст возможность достичь дополнительного улучшения пространственного разрешения.

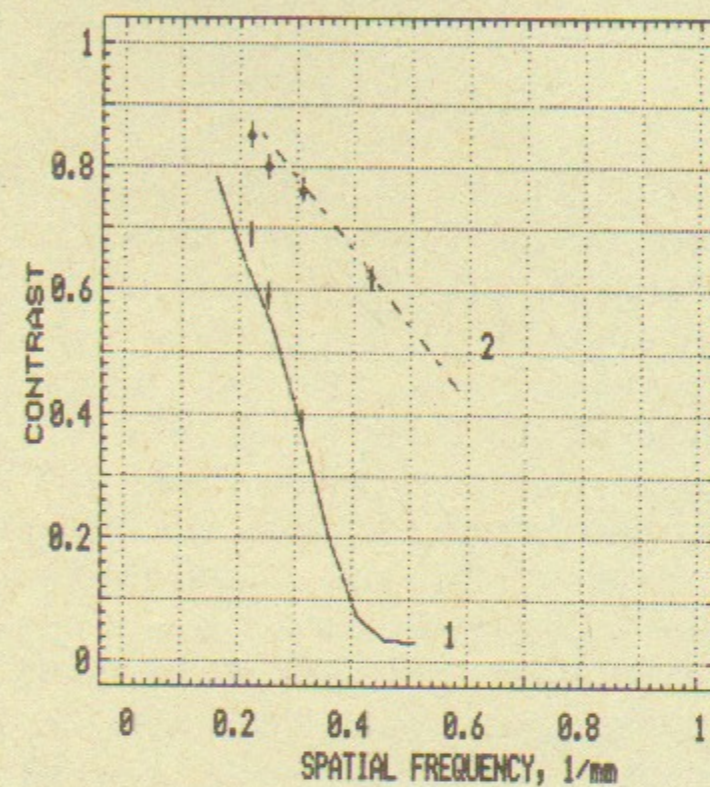


Рис. 9. ЧКХ по вертикали. Кривая 1—диафрагма на камере 3 мм, кривая 2—диафрагма на камере 1 мм.

Непосредственно форму канала по вертикали измерить сложно, поэтому для проверки результатов вычислений были измерены ЧКХ при помощи набора решеток. Измерения проводились при двух значениях ширины диафрагмы на камере: 1 и 3 мм. Значения остальных параметров были следующими: размер коллиматора 1 мм, фокус трубки 2 мм. Результаты измерений приведены на рис. 9, здесь же нанесены кривые ЧКХ, рассчитанные методом моделирования для тех же значений параметров установки. Видно, что результаты измерений удовлетворительно соответствуют расчетным кривым.

При определении разрешения с помощью ЧКХ как в горизонтальном, так и в вертикальном направлениях пространственная частота определялась нами на уровне контрастности 0.5. В рентге-

нографии для фотопленок и РЭОПов разрешение определяют с помощью ЧКХ на уровне контрастности  $K=0.03 \div 0.05$  [4]. Естественно, прямое сравнение пространственных частот, определенных при разных  $K$ , неправомерно. Для сравнения различных детекторов было бы весьма полезно найти количественный способ пересчета частот. Пока можно лишь указать, что для фотопленки пространственная частота, определенная при  $K=0.03 \div 0.05$  в 2—3 раза превышает частоту при  $K=0.5$ . Примерно к таким же результатам приводит визуальное сравнение кадров, полученных на пленках и с помощью МПК.

## 2. Эффективность.

Квантовая эффективность МПК определяется толщиной рабочей области — ~45 мм, толщиной входного окна — 0.5 мм Al и размером слоя газа, который поглощает рентгеновские кванты без регистрации — 27 мм (рис. 2). Расчет, проведенный для смеси  $\text{Xe} + 20\% \text{CO}_2$  при давлении 3 атм, показал, что при энергии квантов 60 кэВ эффективность составляет 28%, что хорошо согласуется с результатом измерения при энергии 57 кэВ ( $\text{W}^{181}$ ) — 27%.

При исключении совпадений соседних каналов полная эффективность детектора зависит как от эффективности регистрации квантов камерой, так и от доли событий, которые вызывают совпадения соседних каналов. Была измерена зависимость числа совпадений от различных факторов, таких как напряжение на камере, напряжение на дрейфовом электроде, скорость счета (при рабочем значении напряжения на камере 2.8 кВ, на дрейфовом электроде 4.8 кВ), напряжение на рентгеновской трубке (при тех же значениях напряжения на камере и дрейфовом электроде). Измерения показывают, что доля совпадений может значительно изменяться в зависимости от условий работы камеры. Так, например, при изменении напряжения на трубке от 70 до 100 кВ доля совпадений меняется от 30% до 42%, а увеличение скорости счета до 600 кГц/кан вызывает уменьшение количества совпадений с 30% до 22% (при напряжении на трубке 70 кВ). Рабочее напряжение на камере, дрейфовом электроде и напряжение на рентгеновской трубке не изменяются в процессе проведения съемки. Загрузка камеры может меняться по полю снимка в значительной степени и, следовательно, будет в определенных пределах меняться количество совпадений. Однако, как будет показано ниже, это не приводит к искажениям изображения, поскольку изменения эффективности,

обусловленные различной долей совпадений в разных частях снимка, компенсируются другими эффектами.

## 3. Быстродействие.

Быстродействие МПК определяется объемным зарядом, накапливающимся при больших нагрузках в рабочем объеме камеры [5, 6], а также просчетами электроники регистрации.

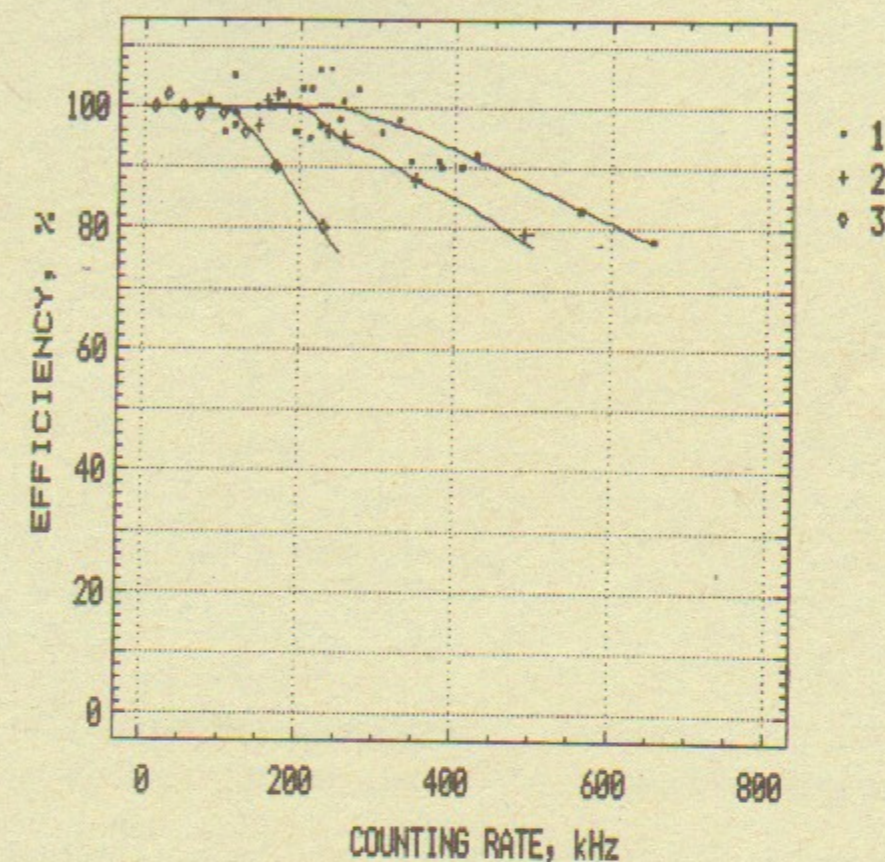


Рис. 10. Зависимость эффективности детектора от загрузки при различных значениях зазора между катодом и анодом МПК: 1=2 мм, 2=3 мм, 3=4 мм.

Просчеты электроники регистрации определяются мертвым временем усилителей-формирователей и разрешающим временем схемы отбора. В нашем случае значения этих времен примерно равны друг другу и составляют ~200 нс. Расчет величины просчетов электроники можно сделать, используя известные формулы [2]. Например, расчет величины просчетов электроники дает при скорости счета 500 кГц значение 36%.

Объемный заряд, накапливающийся между верхней и нижней катодными плоскостями камеры при больших нагрузках, экранирует поле вблизи анодных проволочек и вызывает, таким образом, снижение КГУ и эффективности камеры. Наибольшее влияние на эффект объемного заряда оказывает расстояние между анодной и

катодными плоскостями [6]. Это расстояние определяет толщину экранирующего слоя заряда, поэтому расстояние анод-катод было выбрано минимальным — 2 мм. Результаты измерений зависимости эффективности от скорости счета для камер с зазором анод-катод 2, 3 и 4 мм приведены на рис. 10. Быстродействием МПК будем называть скорость счета, при которой эффективность камеры снижается на 20%. Быстродействие камер с зазором 2, 3 и 4 мм равно 600, 450 и 230 кГц/кан, соответственно.

Основная характеристика быстродействия камеры и электроники регистрации, измеренная при рабочих значениях напряжения на камере и энергии рентгеновского излучения (рис. 10, кривая 1), показывает, что полученное быстродействие выше, чем это следует из вычисления просчетов только электроники. Этот результат можно объяснить, если учесть, что при росте объемного заряда с увеличением загрузки падает КГУ, и, следовательно, часть событий совпадений, которые при малых  $N_i$  исключались схемой отбора, теперь будут регистрироваться как одиночные события (они превысили порог регистрации только в одном из двух соседних каналов). Такая компенсация потери скорости счета одиночных событий за счет увеличения регистрации части совпадений позволяет получить быстродействие детектора 600 кГц, несмотря на большие просчеты электроники.

#### 4. Однородность, динамический диапазон, рассеянное излучение, дозы облучения.

Неоднородность эффективности каналов пропорциональной камеры определяется отличием порогов регистрации в различных каналах и неточностью шага анодных проволок. Дефекты изготовления камеры стабильны во времени и могут быть исправлены нормировкой каждого текущего измерения на эталонное распределение скорости счета в камере, измеренное при однородной засветке. Различия порогов срабатывания электроники могут меняться со временем за счет прогрева системы. Измерения стабильности [2] показали, что время прогрева установки составляет около 1 часа, после чего изменения неоднородности со временем становятся пренебрежимо малыми.

Кроме перечисленных выше факторов, однородность каналов детектора зависит также от загрузки камеры из за изменения коэффициента усиления. Так, при изменении загрузки от 100 до 300 кГц/кан среднеквадратичная неоднородность детектора увели-

чивается с 1.6 до 2.5%. При этом изображение с большими различиями загрузки в разных частях не может быть эффективно исправлено при помощи одного эталонного распределения. Для исправления неоднородности на таких снимках была разработана программа сложной нормировки, которая проводит исправление по нескольким эталонным распределениям, снятым при разных загрузках. При таком исправлении нормировочный множитель для каждого элемента изображения определяется отдельно, с учетом загрузки в данном элементе, путем линейной аппроксимации по соответствующим каналам из двух ближайших по загрузке эталонных распределений. Эта программа позволяет практически полностью ликвидировать влияние неоднородности детектора на качество изображения.

Высокая эффективность детектора по сравнению с экранно-плёночными системами позволила существенно снизить дозы облучения пациента. Кроме этого установка имеет еще ряд преимуществ. Измерение интенсивности излучения с помощью многопроволочной камеры, имеющей нулевой фон и высокое быстродействие, дало возможность расширить динамический диапазон установки по сравнению с другими методами регистрации. Щелевой коллиматор и узкое входное окно пропорциональной камеры практически исключают регистрацию излучения, рассеянного в теле пациента. Обе эти особенности цифровой рентгенографической установки сканирующего типа улучшают контрастность изображения и позволяют ограничиться одним снимком для исследования как мягких, так и плотных тканей.

При обсуждении вопроса о дозах облучения следует учитывать фактор накопления и снижение доз облучения для внутренних органов по сравнению с поверхностной дозой. Здесь необходимо отметить, что оба этих фактора совершенно одинаковы как для стандартной рентгенографии (регистрация на пленку, с помощью РЭОПов и т. д.), так и для щелевого метода сканирующей цифровой установки. Так как нас в первую очередь интересует сравнение доз облучения с обычной рентгенографией, то фактор накопления при этих расчетах можно не учитывать.

Поверхностная доза облучения пациента при щелевом сканирующем методе зависит от времени облучения произвольной неподвижной точки на поверхности тела, обращенной к рентгеновской трубке. Это время  $T = h_c R_2 / V R_1$ , где  $h_c$  — ширина щели коллиматора,  $V$  — скорость движения при сканировании,  $R_1$  и  $R_2$  — расстояние от фокуса трубки, соответственно, до коллиматора и поверхности

тела пациента. В нашем случае при  $h_c=1$  мм,  $V=34$  мм/с,  $R_1=650$  мм и  $R_2=1000$  мм время облучения  $T=45.2$  мс. Зная напряжение, ток трубки и толщину фильтра, при которых был проведен снимок, дозу облучения можно определить по таблицам справочника [7] или вычислить с помощью эмпирических формул. Снимки легких хорошего качества были получены на установке при поверхностной дозе облучения 3 мР. Снимки желудка — при 18 мР. Результаты измерений, проведенных с помощью дозиметра ДРГЗ-04, отличаются от расчетных значений меньше, чем на 15%. Измерения проводились без фантома, поэтому результат не учитывает фактор накопления.

Расчетные дозы облучения при прямом и боковом снимках беременных женщин, полученные приведенным выше методом, в среднем составили соответственно 40 и 80 мР. Доза облучения для прямого снимка была измерена совместно со специалистами Московского научно-исследовательского рентгенорадиологического института и оказалась равной  $40 \pm 10$  мР. Для такого же снимка, полученного обычным способом на пленке РМ-1 с экраном ЭУИ-1 и отсеивающим растром 10:1, доза составила  $1700 \pm 30$  мР. Таким образом, цифровая установка при прямом снимке в пельвеометрии снижает дозы облучения в 40 раз [8].

#### ПУТИ ДАЛЬНЕЙШЕГО УЛУЧШЕНИЯ ХАРАКТЕРИСТИК ДЕТЕКТОРА

В первых установках использовалась МПК на 256 каналов и кадр имел размер  $314 \times 256$  мм (в плоскости камеры). Для ряда задач, например, для исследования органов грудной клетки, необходимо иметь более широкий кадр. Поэтому в будущих установках будет использоваться камера на 320 каналов, размер кадра  $392 \times 256$  мм с числом элементов изображения  $320 \times 256 \approx 82000$ . Естественно, при необходимости величина кадра по вертикали может быть увеличена до нужных размеров (ограничение — допустимая мощность трубки при увеличении времени сканирования при съемке особо «толстых» объектов и необходимость выделения большой памяти в ЭВМ).

Кроме того, в этих установках схемы отбора и счетчики будут перенесены непосредственно на камеру и выполнены на специальных гибридных микросхемах. Это позволит исключить сотни пар проводов с разъемами, соединяющих УФ со стойкой регистрации

и, как следствие, значительно увеличить надежность установки.

Цифровая рентгенографическая установка должна определять оптимальные значения напряжения и тока для получения снимка хорошего качества при максимальной чувствительности к малым отклонениям плотности. Проведенные расчеты показывают, что, если на установке провести ряд калибровочных измерений, то можно будет по одной строчке снятой на пациенте при стандартном напряжении и малом токе трубки определить с помощью ЭВМ оптимальный режим снимка. Программа вычислений естественно должна учитывать и допустимую мощность трубки. В ближайшее время предполагается проверить этот метод определения экспозиции.

Многопроволочные пропорциональные камеры с веерной анодной плоскостью и непараллельными анодной и катодными плоскостями с успехом применены в первых трех цифровых рентгенографических установках. Такие камеры дают возможность получить пространственное разрешение  $\sim 1$  мм на объекте, что вполне достаточно для большинства задач рентгенодиагностики. Вместе с тем, для некоторых исследований было бы полезно улучшить пространственное разрешение камеры. Формально для этой цели было бы достаточно уменьшить шаг анодных проволочек, например, до 0.5-0.6 мм. Однако, практически, такой путь мало перспективен. Для реализации камеры с таким шагом нужно было бы уменьшить диаметр анодных проволочек или работать при более высоких напряжениях. Одновременно необходимо будет повысить точность изготовления анодной плоскости. Все эти варианты дадут камеру с худшими характеристиками и, самое главное, менее надежную.

Другим, значительно более привлекательным способом улучшить пространственное разрешение является использование событий, связанных с совпадениями в соседних каналах, которые в настоящее время бракуются схемой отбора. Для этой цели необходимо отдельно регистрировать события, в которых сработала только одна анодная проволочка, и отдельно те события, в которых одновременно сработали две соседние анодные проволочки. Так как пробеги электронов имеют величину, сравнимую с шагом анодных проволочек, то около половины событий дают такие совпадения. Как показали приведенные выше результаты измерений, выполненных при давлении 3 атм, доля совпадений составляет от 30 до 42% при напряжениях рентгеновской трубки 70—100 кВ. Геометрически рентгеновские кванты, поглощенные в области меж-

ду анодными проволочками, как правило, вызывают совпадения, кванты, поглощенные вблизи одной из анодных проволочек, чаще регистрируются как одиночные события. При таком способе съема информации полное число каналов возрастает в два раза и примерно во столько же улучшается пространственное разрешение.

Для проверки работы такого метода съема информации с МПК было проведено измерение формы канала одиночных событий и

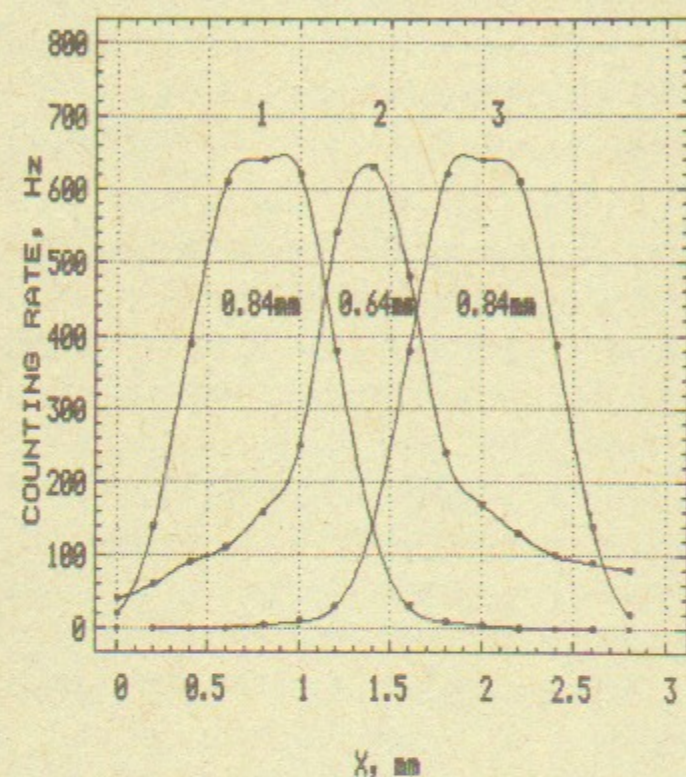


Рис. 11. Форма канала совпадений (2) и канала одиночных событий (1 и 3) при модифицированной схеме отбора.

канала совпадений на одной из действующих камер. Для этого у группы анодных проволочек были отключены схемы отбора и собрана схема, моделирующая описанный выше способ съема информации. Для выравнивания эффективностей канала совпадений и каналов одиночных событий давление в камере было понижено до 2 атм. Результаты измерений представлены на рис. 11. Для канала совпадений ширина кривой на полувысоте составляет 0.64 мм, для канала одиночных событий эта величина равна 0.84 мм. Этот результат подтверждает предположение о возможности улучшения пространственного разрешения при таком способе съема информации без переделки камеры и камерной электроники (УФ). При этом использование событий совпадений существенно повышает полную эффективность детектора.

Для улучшения пространственного разрешения по другой координате необходимо соответственно уменьшить ширину щели колли-

матора и время экспозиции строки изображения. В этом случае число элементов изображения будет увеличено в 4 раза. Размер элемента уменьшится до  $0.5 \times 0.5$  мм (на объекте), число элементов изображения составит  $640 \times 512 \approx 330000$ .

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

За четыре года эксплуатации первой цифровой установки во Всесоюзном научно-исследовательском центре охраны здоровья матери и ребенка было обследовано более тысячи беременных женщин. Производилась рентгенопельвеометрия в прямой и боковой проекциях. Здесь особенно полезным оказался метод разбивки кадра на две части с отдельной регулировкой контрастности изображения на двух участках снимка. Размеры между выбранными ориентирами вычисляются с учетом двух проекций, и проводится оценка площадей сечений таза и головки плода. По результатам, накопленным по большому числу обследований, установлена связь между соотношениями площадей и вероятностью осложнения родов. Используя эти данные и результаты измерения, врач может принять необходимое решение с большей надежностью [9].

Вторая цифровая рентгенографическая установка передана в областную больницу г. Новосибирска в 1987 г. Кафедра рентгенологии Новосибирского медицинского института на этой установке проводит сравнение диагностических возможностей цифровой рентгенографической установки и крупнокадрового флюорографа, исследование состояния легочной вентиляции в норме и при патологии и ряд других работ.

Третья установка с горизонтальным положением пациента с начала 1988 г. работает в ИЯФ СО АН СССР. Она используется для исследования характеристик новых МПК. Этой же установкой пользуется поликлиническое отделение института для обследования больных с предполагаемым диагнозом органов грудной клетки, костной системы и органов брюшной полости. Общее число больных, обследованных на трех первых установках, составляет свыше полутора тысяч.

В заключение несколько слов о зарубежных цифровых установках для рентгенографии.

В рекламном проспекте фирмы American Science and Engineering описана цифровая установка «Microdose», в которой обе

координаты сканируются механически. Такой подход упрощает требования к детектору, но усложняет механику и, при прочих равных условиях, требует увеличения мощности трубки на два порядка. По нашим сведениям, серийно эта установка не выпускается.

Фирма «Тошиба» разработала рентгенографическую установку, в которой вместо пленки используется специальный люминофор с памятью. После экспонирования кассета с люминофором переносится в специальный аппарат, в котором сканированием лазерным лучом считывается и оцифровывается изображение. Установка имеет разрешение  $0.2 \times 0.2$  мм и широкий динамический диапазон. Дозы облучения пациентов снижаются до 10 раз [10], хотя, по некоторым данным, они могут быть еще ниже. Вместе с этими весьма существенными достоинствами установка имеет ряд недостатков. Она не исключает рассеянное излучение, снижающее контрастность. Снимок появляется только после переноса кассеты в считывающее устройство и оцифровки. Требуется высокоточное механическое устройство для сканирования лазерным лучом. С этим, очевидно, связана высокая стоимость установки — около миллиона долларов. Установку аналогичного типа начала выпускать фирма «Сименс».

Авторы выражают благодарность Г.М. Пархомчук, разработавшей первые программы обработки изображений, В.А. Яковлеву и О.В. Текутьеву за помощь в работе. Авторы признательны врачам П.И. Денисову, В.П. Шурыгину и Ю.Б. Юрченко за исследование диагностических возможностей цифровой установки и полезные обсуждения.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Baru S.E., Khabakhpashev A.G., Makarov I.R., Savinov G.A., Shekhtman L.I., Sidorov V.A., Digital X-ray Imaging Installation for Medical Diagnostics. — Nucl. Instr. and Meth., 1985, v.A238, p.165.
2. Бару С.Е., Хабахпашев А.Г., Шехтман Л.И. Многопроволочная пропорциональная камера для цифровой рентгенографической установки. — Препринт ИЯФ СО АН СССР 89-39. Новосибирск, 1989.
3. Bateman J.E., Waters M.W., Jones R.E. Spatial Resolution in a Xenon Filled MWPC X-ray Imaging Detektor — a Computing Physics Approach. — RL-75-140. Detector Physics Group, High Energy Physics Division, Rutherford Laboratory, 1975.
4. Блинов Н.Н., Жуков Е.М., Козловский Э.Б., Мазуров А.И. Телевизионные методы обработки рентгеновских и гамма-изображений. — М.: Энергоиздат, 1982.

5. Hendricks R.W. Space Charge Effects in Proportional Counters. — Rev. Sci. Instr., 1969, v.40, N9, p.1216.
6. Mathieson E. Dependence of Gain on Count Rate, Due to Spage Charge in Coaxial and Multiwire Proportional Chambers. — Nucl. Instr. and Meth., 1986, v.A249, p.413.
7. Рентгенотехника. — Справочник/Под ред. В.В. Ключева, м.: Машиностроение, 1980, кн.1, 63 с.
8. Волобуев А.И., Денисов П.И. и др. Лучевые нагрузки на пациентов при обследовании на цифровой рентгенографической установке. «Вестник рентгенологии и радиологии», 1989, № 1. с.59—62.
9. Волобуев А.И., Денисов П.И. и др. Применение цифровой рентгенографической установки в акушерской клинике. Направлено в «Акушерство и гинекологию».
10. Schittenhelm R. Imaging Systems for Digital Radiography: Present Status and Future Prospects. — Electromedica, 1986, v.54, N 2.

*Е.А. Бабичев, С.Е. Бару, А.И. Волобуев,  
В.В. Гусев, Г.М. Колачев, Г.А. Савинов,  
В.А. Сидоров, А.Г. Хабахпашев, Л.И. Шехтман*

**Цифровая рентгенографическая установка  
для медицинской диагностики**

Ответственный за выпуск С.Г.Попов

---

Работа поступила 23 мая 1989 г.  
Подписано в печать 31.05. 1989 г. МН 10236  
Формат бумаги 60×90 1/16 Объем 2,9 печ.л., 2,4 уч.-изд.л.  
Тираж 290 экз. Бесплатно. Заказ № 73

---

*Набрано в автоматизированной системе на базе фото-  
наборного автомата ФА1000 и ЭВМ «Электроника» и  
отпечатано на ротапинтере Института ядерной физики  
СО АН СССР,  
Новосибирск, 630090, пр. академика Лаврентьева, 11.*