

Б.26

41



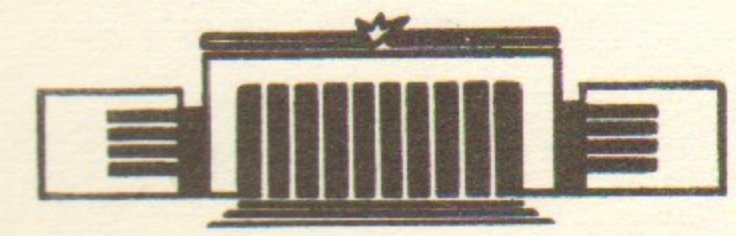
ИНСТИТУТ ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ СО АН СССР

С. Е. Бару, И. Р. Макаров, Г. А. Савинов,
В. А. Сидоров, А. Г. Хабахпашев, Л. И. Шехтман

**ЦИФРОВАЯ
РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА
ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ**

ПРЕПРИНТ 84—84

БИБЛИОТЕКА
Института ядерной
Физики СО АН СССР
ИМБ. № _____



НОВОСИБИРСК

ВВЕДЕНИЕ

До начала 70-х годов техника и диагностические возможности рентгенографии мало изменялись. Значительный сдвиг в этом отношении произошел с появлением компьютерной томографии, которая существенно улучшила качество изучения структуры внутренних органов. Однако компьютерная томография, несмотря на все свои достоинства, не вытеснила обычную рентгенографию. Главным образом это связано с высокой стоимостью компьютерных томографов и большими дозами облучения, которые получает пациент при томографическом исследовании.

Вместе с тем успехи компьютерной томографии и значительные достижения последних лет в области цифровой обработки изображений возродили интерес к так называемой цифровой рентгенографии, при которой изображение, полученное на фотопленке или с помощью ЭОПа, преобразуется в цифровой вид. Цифровая рентгенография позволяет использовать при диагностике все достоинства обычной рентгенографии и расширить их за счет некоторого увеличения динамического диапазона и гибкости дисплейного вывода. Дополнительные диагностические возможности дает математическая обработка цифрового изображения.

Цифровая рентгенография может быть существенно улучшена, если косвенные пути получения цифрового изображения (оцифровка телевизионного сигнала или рентгеновского снимка) заменить на прямую регистрацию рентгеновского излучения соответствующими детекторами. Такой подход даст возможность устранить основной недостаток обычной и цифровой рентгенографии как массового диагностического метода—высокие дозы облучения. Рентгеновский детектор с эффективностью 30% позволил бы снизить дозы облучения примерно на два порядка. Детектор должен также обладать пространственным разрешением ~ 1 мм и быстродействием 30—100 МГц.

Для создания цифровой рентгеновской установки при минимальных дозах облучения нами была выбрана схема, в которой распределение интенсивности рентгеновского излучения вдоль одной координаты измеряется с помощью быстрой многопроволочной пропорциональной камеры, а по другой—путем механического сканирования. Использование однокоординатной камеры позволяет получить необходимое быстродействие, недоступное сегодня для двухкоординатных детекторов [1,2]. С другой стороны, однокоординатный детектор с узкой входной щелью резко снижает фон от рентгеновского излуче-

ния, рассеянного в теле пациента. Дополнительным преимуществом метода прямого счета рентгеновских квантов является существенное расширение динамического диапазона.

Из рекламного проспекта стало известно, что фирма American Science and Engineering разрабатывает подобную цифровую рентгеновскую установку, в которой обе координаты сканируются механически. Такой подход упрощает требования к счетчику квантов, но значительно усложняет механику и требует при прочих равных условиях увеличения мощности трубки на два порядка.

ОПИСАНИЕ УСТАНОВКИ

Установка включает в себя рентгеновский излучатель, механическую систему сканирования и однокоординатную пропорциональную камеру с системой регистрации и управления (Рис. 1). Для получения снимка система сканирования должна обеспечить одновременное и равномерное перемещение трубки, коллиматора и пропорциональной камеры. Все эти три элемента крепятся на балке, которая с помощью двигателя перемещается в вертикальном направлении. В установке используется рентгеновский аппарат ТУР—Д—700 с шестиполупериодным выпрямителем. Коллиматор со щелью 1 мм формирует тонкий плоский пучок рентгеновского излучения, который попадает во входную щель пропорциональной камеры после прохождения через тело пациента.

Пропорциональная камера состоит из трех плоскостей—двух катодных и расположенной между ними анодной (рис. 2). Анодная плоскость выполнена из 160 проволочек диаметром 15 мкм, натянутых вдоль пучка с шагом 2 мм. Катодные проволочки диаметром 60 мкм натянуты с шагом 1 мм. Расстояние анод-катод составляет 4 мм. Над верхней катодной плоскостью помещен дрейфовый электрод. Электроны первичной ионизации, образованные в дрейфовой области при поглощении кванта, под действием поля дрейфуют в направлении катодной плоскости и проникают сквозь нее. Вблизи анодной проволочки электроны попадают в область высокой напряженности поля и за счет ударной ионизации создают электронно-ионную лавину. При этом на проволочку, вблизи которой образовалась лавина наводится отрицательный заряд. Каждая анодная проволочка через усилитель-дискриминатор соединена со счетчиком, регистрирующим число квантов, поглощенных в камере вблизи данной анодной проволочки. Такую пропорциональную камеру вместе с регистрирующим устройством можно представить как 160 независимых счетчиков

рентгеновских квантов шириной 2 мм каждый. Камера наполнена рабочим газом $\text{Xe} + 20\% \text{CO}_2$. При давлении газа 3 атм и эффективной толщине дрейфовой области 30 мм эффективность камеры для квантов с энергией 60 кэВ составляет 23%.

Блок-схема установки приведена на рис. 3. Сигналы с усилителей-дискриминаторов поступают в блоки отбора, которые исключают небольшой процент событий, связанный со срабатыванием двух соседних каналов от одного кванта. С помощью этих же блоков ЭВМ задает время экспозиции одной строки и всего кадра. Информация, накопленная в счетчиках за время экспозиции строки, через блок вывода и канал прямого доступа поступает в оперативную память ЭВМ. После переписи ЭВМ вновь открывает блоки отбора и счетчики начинают регистрацию квантов следующей по вертикали строки кадра. Емкость каждого счетчика 65.000. После окончания съемки всего кадра в памяти накапливается матрица из 160×160 чисел, которая описывает распределение интенсивности рентгеновского излучения после прохождения через тело пациента. Матрицу интенсивностей можно пересчитать в величины, приближенно равные средней плотности ткани в направлении данного канала, и получить таким образом матрицу плотностей, которую мы в дальнейшем будем называть снимком.

Кроме операции накопления и переписи информации ЭВМ производит обработку снимка и выводит его на полутонной дисплей. Для вывода и хранения информации используются гибкие диски, магнитофон, мозаичное печатающее устройство.

Описанная выше установка позволяет достаточно просто произвести один или несколько снимков и сразу же вывести полученный снимок на дисплей. Управление установкой ведется в диалоговом режиме через алфавитно-цифровой дисплей. Размер снимка по горизонтали определяется пропорциональным счетчиком и составляет 320 мм. Размер кадра по вертикали и его положение по высоте определяется оператором и задается с помощью клавиатуры, размещенной на задней стенке плексигласовой кабины для пациента или через алфавитно-цифровой дисплей. Быстрая дисплейная система разработанная специально для этой установки, вместе с графическим кодировщиком позволяют оперативно выводить информацию в наиболее удобном для визуального анализа виде. Вначале на дисплей выводится обзорный снимок, на котором с помощью 32 черно-белых градаций или 32 тонов цвета показан весь диапазон плотностей. Перемещением пера по полю графического кодировщика можно выбрать определенный участок плотностей и вывести его на экран, пока-

зять, например, только мягкие ткани. Кроме того, дисплей имеет специальный режим, который можно назвать «лупой плотности». В этом режиме 16 градаций выделены для вывода на экран всего диапазона плотностей от самых мягких тканей до плотных. Остальные 16 градаций показывают определенный участок диапазона плотностей, но с большими визуальными подробностями. Причем как величина этого участка, так и его положение в диапазоне плотностей могут легко изменяться с помощью пера. Изображение на экране дисплея сменяется практически сразу за перемещением пера по полю кодировщика. Программа позволяет вывести на алфавитно-цифровой дисплей или цифропечать выбранную часть матрицы или сравнить плотности нормальной и патологической ткани. Для этого достаточно обвести пером соответствующие участки на снимке. Точность такого измерения $\sim 1\%$. Имеется также программа позволяющая измерять размеры органов или расстояние между ними.

ХАРАКТЕРИСТИКИ УСТАНОВКИ

Установка имеет следующие основные характеристики. Максимальный размер снимка 320×320 мм², интенсивность измеряется в 25.600 точках. Ширина канала по горизонтали (ширина канала пропорциональной камеры) 1,8 мм, среднеквадратичная ошибка определения координаты точки поглощения кванта—0,6 мм в центре камеры и 0,9 мм на краю. Ширина канала на полувьсоте меньше расстояния между анодными проволоками, так как блок отбора исключает события, при которых сработали два соседних канала. Относительная среднеквадратичная неоднородность каналов равна 3%. Внесение поправок улучшает эту характеристику в два раза.

Размер каналов по вертикали может изменяться программным образом. В основном режиме он составляет 2 мм при среднеквадратичной ошибке 0,8 мм. Время экспозиции строки (для ширины канала по вертикали 2 мм) составляет 70 мс, время считывания строки 0,5 мс. Полное время экспозиции кадра размером 320 мм по вертикали—11 с. На резкость снимка влияет движение объекта за время экспозиции строки. Движение за время экспозиции кадра приводит только к небольшим мало заметным для глаза смещениям строчек в горизонтальном направлении.

Быстродействие пропорциональной камеры составляет 30 МГц (200 кГц на канал). При такой загрузке просчеты равны 10%. Это приведет к небольшим отклонениям от линейности при измерении от-

носительной плотности мягких тканей. Расстояние трубка—пациент составляет 1200 мм, расстояние трубка—камера 1400 мм. Рекомендуемое напряжение на трубке и ток в зависимости от толщины объекта просвечивания определяет ЭВМ.

Доза облучения для 70 кВ связана со значением тока соотношением $D(\text{мР}) = 0,025I(\text{мА})$. Для просвечивания грудной клетки пациента (рост 170 см, вес 70 кг) доза равна 0,5 мР. Если пересчитать эту цифру на обычный режим работы (расстояние трубка—пациент 1 м, напряжение на трубке 70 кВ, толщина фильтра 1 мм Al), то эффективное значение произведения тока на время экспозиции составит 0,3 мАс.

Для хранения снимков могут быть использованы гибкие диски. На одной стороне диска помещается до 5 снимков с необходимыми комментариями. Время считывания снимка около одной минуты. Программа позволяет также создавать архив на магнитной ленте. На отдельной дискетке создается каталог архива, записанного на магнитофонную ленту. Конечно, оптимальным режимом работы является связь установки с вычислительным центром клиники. В центре должны храниться программы и архив. Связь с центром дает возможность проводить более сложную обработку цифровой информации. В этом случае накопитель на гибких дисках и магнитофон могут быть исключены из системы.

Программа, управляющая работой установки, включает в себя специальную подпрограмму автоматической проверки исправности блоков и измерения основных характеристик камеры. Время такой проверки составляет 10 мин. По окончании проверки распечатываются измеренные характеристики или только те параметры, которые вышли за установленные допустимые отклонения.

На рис. 4 и 5 показаны сделанные на этой установке снимки грудной клетки и руки.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Цифровая рентгенографическая установка для медицинской диагностики при минимальных дозах облучения в настоящее время испытывается во Всесоюзном научно-исследовательском центре охраны здоровья матери и ребенка (Москва). Предельно низкие дозы облучения для получения снимков были получены с первых дней использования установки. Широкий динамический диапазон позволяет практически во всех случаях ограничиваться одним снимком. Другое, не менее важное достоинство установки может быть полностью реализовано только после разработки новых специальных методов обработки цифровой информации. Рентгеновское изображение содержит значительно больше информации, чем можно выявить при визуальном просмотре. Простейшие примеры обработки, такие как повышение четкости, дискриминация по размеру (фильтрация с помощью Фурье-разложения), увеличение контрастности позволят обнаружить и исследовать неразличимые в оригинале детали изображения. Кроме того, наличие цифрового изображения в памяти ЭВМ дает возможность разработать математические методы установления наиболее достоверного диагноза, учитывающего как данные, полученные по снимку, так и все необходимые дополнительные результаты обследования пациента.

В следующей модели установки предполагается увеличить число каналов до $256 \times 256 = 65.536$, уменьшив при этом размер канала до $1,2 \times 1,2 \text{ мм}^2$. Это позволит улучшить качество изображения на дисплее и повысить возможности визуального обнаружения патологии. В будущем для облегчения технологии изготовления и повышения надежности, очевидно, следует перейти от многопроводочной пропорциональной камеры к линейке из 256 полупроводниковых счетчиков с шириной канала 1—1,5 мм. Разработка такого детектора для регистрации рентгеновского излучения кажется вполне реальной.

Авторы выражают благодарность В.В. Гусеву, за изготовление пропорциональной камеры, В.Ш. Банзарову, С.И. Володину и Э.Л. Неханевичу за участие в запуске вычислительной аппаратуры, О.С. Антонову, А.И. Волобуеву, Г.М. Колачеву, И.Н. Коханскому и А.А. Лившицу за полезные обсуждения.

ЛИТЕРАТУРА

1. Бару С.Е., Провиз Г.А. и др. Кристаллография, 25, 371 (1980)
2. Бару С.Е., Провиз Г.А. и др. Nucl. Instr. Meth., 208, 445 (1983)

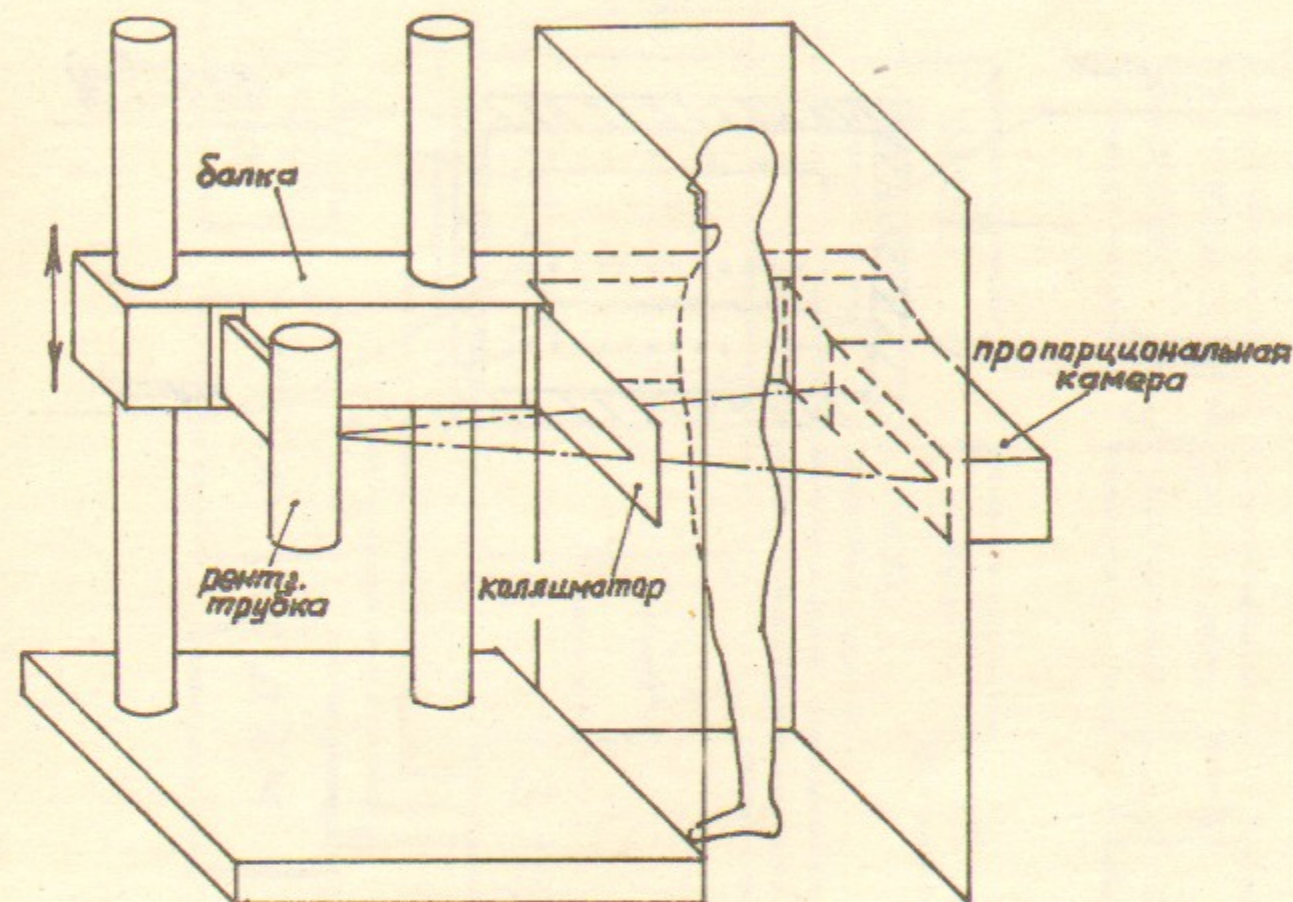


Рис.1

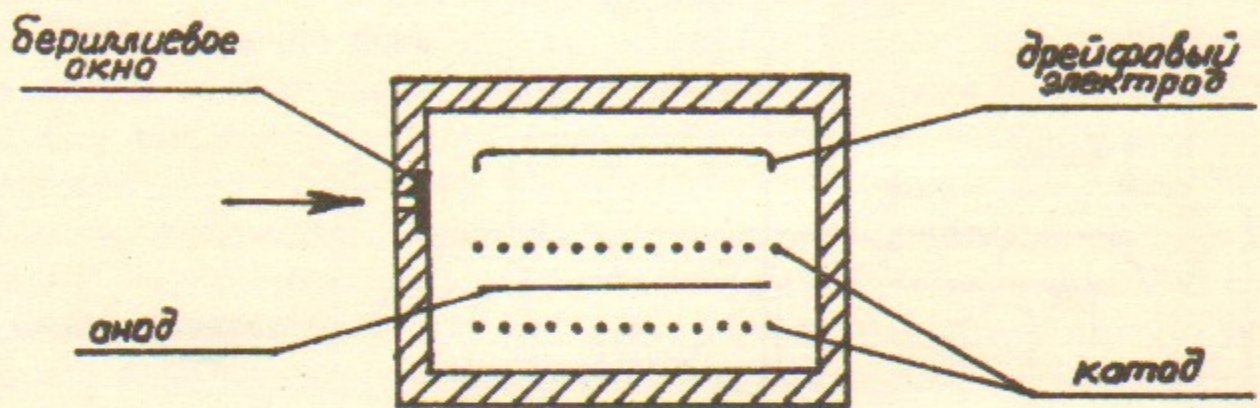


Рис.2

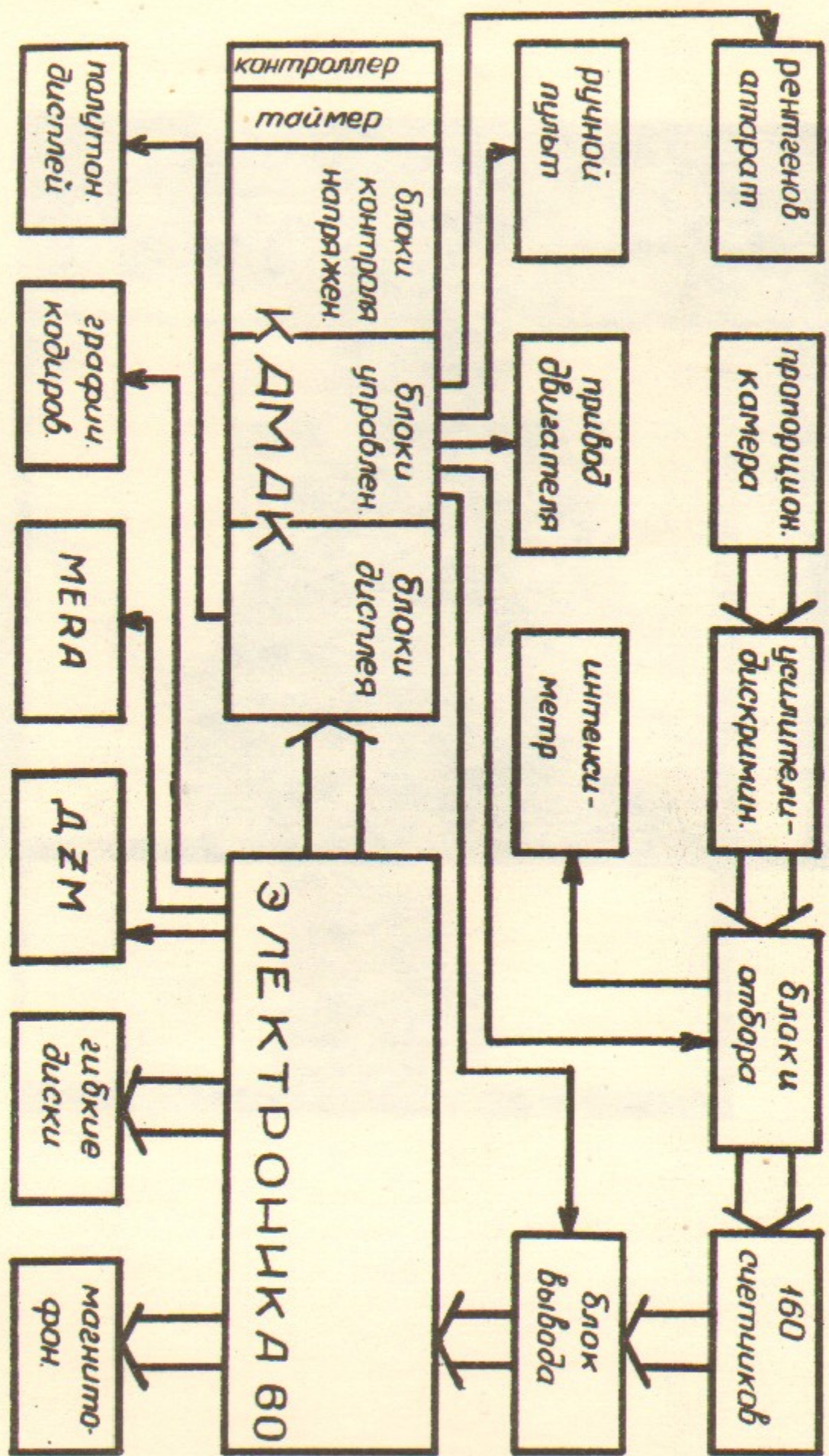


Рис.3

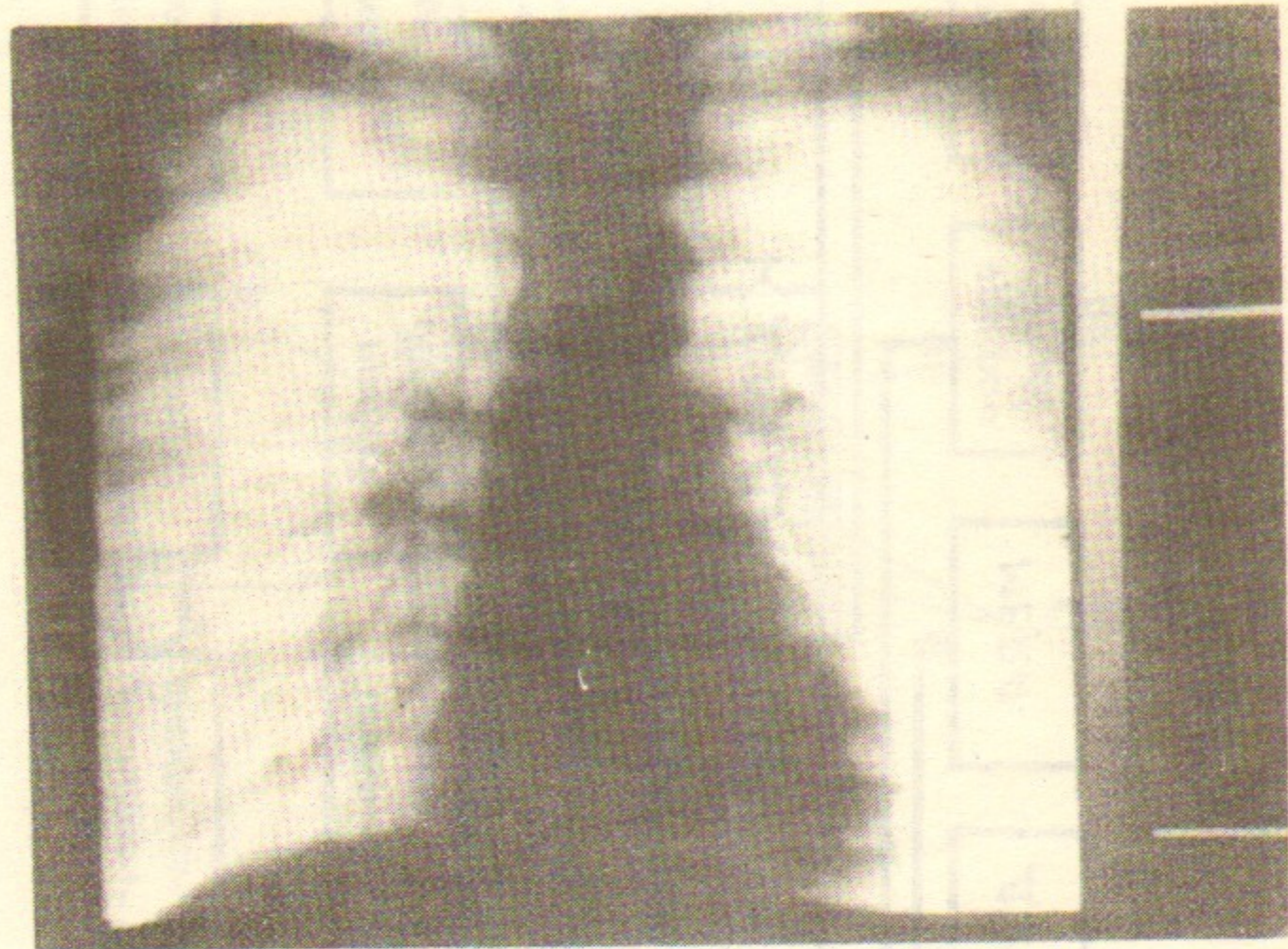


Рис.4



Рис.5

*С.Е.Бару, И.Р.Макаров, Г.А.Савинов, В.А.Сидоров,
А.Г.Хабахпашев, Л.И.Шехтман*

**ЦИФРОВАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ
МЕДИЦИНСКОЙ ДИАГНОСТИКИ**

Ответственный за выпуск—С.Г.Попов

Подписано в печать 6 июня 1984 г. МН 04332

Формат бумаги 60×90 1/16.

Объем 1,0 печ.л., 0,9 учетно-изд.л.

Тираж 290 экз. Бесплатно. Заказ № 84

*Набрано в автоматизированной системе на базе фотона-
борного автомата ФА-1000 и ЭВМ «Электроника» и от-
печатано на ротапинтере Института ядерной физики СО
АН СССР,
630090, Новосибирск, пр. академика Лаврентьева, 11*