

А. П. БАЙКОВ, В. А. БЕЛАГО, В. И. БУДАРНЫХ,
В. И. ДОЦЕНКО, Э. М. КУРАШОВ, В. М. ЛЮБИН,
В. И. НАЛИВАЙКО, Е. И. ФЕДОРОВА,
В. Г. ЦУКЕРМАН, А. Ф. ШЕСТАК

(Новосибирск)

МЕТОДЫ РЕГИСТРАЦИИ РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ В СИСТЕМЕ АВТОМАТИЗАЦИИ НАУЧНЫХ ИССЛЕДОВАНИЙ

Введение. В системе автоматизации научных исследований необходимо иметь комплекс современной аппаратуры, обеспечивающий получение, хранение и преобразование информации в электрический сигнал, который можно оперативно ввести в ЭВМ.

При решении большого круга задач существенная информация может быть получена из анализа снимков, сделанных в рентгеновской области спектра. Применение рентгеновской диагностики оказывается особенно эффективным при изучении быстропотекающих процессов, таких как детонация, горение и взрыв, взаимодействие движущихся тел с препятствием, ударные волны и т. д. При исследовании состава, структуры и химической связи в различных соединениях рентгеновская методика является одной из основных. Ценные данные могут быть получены при регистрации рентгеновского излучения астрономических объектов.

В рамках рассматриваемой проблемы можно выделить две характерные ситуации. В одной из них (регистрация импульсных изображений больших интенсивностей), как правило, мы не имеем возможности вести обработку информации в ритме с экспериментом и должны фиксировать ее на элементах буферной памяти. В другом случае (слабые интенсивности, квазистационарные процессы) основная проблема связана с повышением чувствительности регистрирующей аппаратуры.

В связи с этим нашей задачей было создание комплекса импульсных источников рентгеновского излучения и аппаратуры с элементами памяти для регистрации быстропотекающих процессов, а также высокочувствительных систем визуализации двумерных рентгеновских изображений пороговой интенсивности.

Для регистрации быстропотекающих процессов необходимо было разработать несколько типов импульсных генераторов высокого напряжения и рентгеновских трубок с авто- и термоэмиссией. Результатом этих работ явилось создание импульсных источников рентгеновского излучения длительностью 10^{-8} — 10^{-7} с жесткостью в сотни кэВ, базирующихся на безнакальных рентгеновских трубках и источниках излучения, работающих в диапазоне 5—100 кэВ, с длительностью импульса от 10^{-6} с до единиц секунд на трубках с непрерывным и импульсным подогревом катода.

В аппаратуре для регистрации импульсных рентгеновских изображений нами было использовано два типа промежуточной памяти. Это — фотопленка и телевизионные системы, в которых ячейкой памяти служит полупроводниковая мишень передающей трубки. В последнем случае изображение фиксируется либо непосредственно на мишени рентген-видикона с регулируемой памятью (РВРП), либо путем перезаписи видеосигнала на видикон с оптической памятью. Это дает возможность осуществить стыковку регистрирующей аппаратуры с входным устройством ЭВМ. В случае регистрации изображения на фотопленку информация может быть введена в машину при помощи сканирующего автомата СА-1 [1].

Что касается регистрации слабых интенсивностей рентгеновского излучения, то для решения этой задачи возможны два пути: 1) осуществление преобразования рентгеновского излучения в видимое, 2) преобразование излучения непосредственно в электрический сигнал. Первый путь предполагает реализацию при помощи рентгеновских люминесцирующих экранов, сочлененных непосредственно или через систему объективов с электронно-оптическими усилителями яркости, на выходе которых имеется одна из перечисленных выше систем запоминания оптических изображений. Достоинствами этого метода является его высокая чувствительность, возможность работы в широком диапазоне энергий и получение рентгеновских изображений больших размеров. К недостаткам метода следует отнести его сложность, а также потерю контрастности изображения, обусловленную промежуточным преобразованием. Второй путь связан с применением новых типов видиконов, чувствительных к рентгеновскому излучению. Как известно, основные свойства видиконов определяются фотоэлектрическими характеристиками материала мишени. Поэтому на основе синтеза и исследования фотоэлектрических свойств различных высокоомных полупроводников в рентгеновской области спектра (весьма перспективными материалами являются халькогенидные стекла) можно создавать качественно новые рентген-видиконы, необходимые для физического эксперимента. Так были получены рентген-видиконы, работающие в мягкой области рентгеновского излучения, обладающие способностью накапливать и запоминать информацию.

Наиболее существенным недостатком рентгеновских телевизионных систем является малое поле зрения, ограниченное размерами входного окна передающей трубки.

Таким образом, разработанный комплекс аппаратуры позволяет в каждом конкретном случае найти оптимальное для решения данной задачи сочетание источника с приемником рентгеновского излучения.

1. Генераторы высоковольтных импульсов. Для формирования мощных высоковольтных импульсов, питающих рентгеновские трубки с хо-

лодным катодом, обычно используются генераторы импульсных напряжений, собранные по схеме Маркса, в различных ее модификациях (в том числе на линиях с распределенными параметрами) и импульсные трансформаторы, которые напругены либо непосредственно на трубку, либо используются для зарядки малоиндуктивных накопительных элементов, рассчитанных на полное напряжение. В качестве этих элементов применяются конструктивные емкости генератора, отрезки коаксиальных линий, линии с повыша-

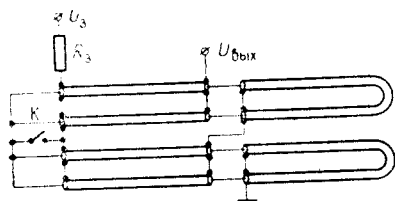


Рис. 1. Принципиальная схема петлевого генератора:

R_3 — зарядное сопротивление; К — плечевой коммутатор; U_3 — зарядное напряжение; $U_{вых}$ — выходное напряжение.

ющимся волновым сопротивлением, которые включаются на трубку через разрядник в момент достижения напряжением пикового значения.

Мы проводили эксперименты с генераторами иного типа. Были реализованы модели генераторов по схеме Льюиса с пиковой мощностью порядка 1 ГВт, генераторы на спиральных линиях той же мощности и генераторы, использующие электрический взрыв проволоки.

На рис. 1 представлена собранная нами схема модифицированного генератора Льюиса (так называемого «петлевого генератора»). Данная схема позволяет получить импульс с передним фронтом $\tau_{\phi} \cong 5$ нс. Длительностью $\tau_n = 20$ нс, амплитудой $U_{\text{вых}} = 220$ кВ (зарядное напряжение $U_3 = 60$ кВ). Внутреннее сопротивление генератора в ударе $Z_{\text{вн}} = 16$ Ом.

Конструкция генератора позволяет получить различные значения коэффициента умножения зарядного напряжения

$$K = \frac{U_{\text{вых}}}{U_3} \text{ (табл. 1).}$$

Создание подобного генератора стало возможным благодаря двум обстоятельствам: появлению нового типа низкоомного кабеля с высоким пробивным напряжением и использованию в качестве коммутатора пленочного разрядника разового действия.

Подобные схемы предусматривают коммутацию низкоомных линий, образующихся в результате параллельного соединения кабелей. Требования к коммутирующему элементу в этих условиях очень жесткие и могут быть найдены из следующих соображений. Чтобы получить в линии с волновым сопротивлением Z_0 , заряженной до U_3 , длительность переднего фронта импульса τ_{ϕ} , коммутатор должен обеспечить среднюю скорость роста тока

$$\frac{dI}{dt} = \frac{U_3}{Z_0 \tau_{\phi}}.$$

В нашем случае $U_3 \cong 10^5$ В, $Z_0 = 2,5$ Ом, $\tau_{\phi} \cong 2 \cdot 10^{-9}$ с и необходимо иметь $\frac{dI}{dt} \cong 2 \cdot 10^{13}$ А/с. В то же время суммарная индуктивность коммутатора не должна быть существенно большей, чем $L = \frac{\tau_{\phi} Z_0}{2} \cong 2$ см.

Существующие конструкции газонаполненных и вакуумных коммутаторов не имеют подобных характеристик, поэтому нами и были использованы пленочные разрядники. Импульс запуска, поступающий на поджигающий электрод (три узкие полоски из тонкой фольги, расположенные между слоями полиэтиленовой пленки), имел амплитуду 100 кВ, длительность 40 нс и передний фронт 5 нс. В этом случае удается осуществить коммутацию по 3—4 каналам.

Кроме достаточно широко известной схемы генераторов типа Льюиса были рассмотрены возможности менее распространенной модели — генератора на спиральных линиях. Наиболее полно механизм работы таких схем описан в [2], поэтому здесь мы затронем этот вопрос очень кратко. Полосковая линия с волновым сопротивлением (в нашем случае единицы ом) сматывается в спираль с n витками. В итоге образуются две спиральные двухпроводные линии с общим проводником (рис. 2). В первом

Таблица 1

$K = \frac{U_{\text{вых}}}{U_3}$	5,6	3,8	2
$Z_{\text{вн}}, \text{ Ом}$	57	16	5

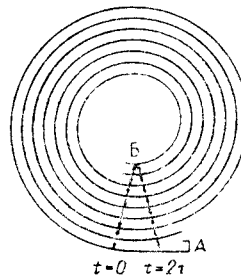


Рис. 2. Спиральный генератор.

приближении процесс умножения выглядит следующим образом. В исходном положении линия заряжена до U_3 . При срабатывании коммутатора в активной линии возбуждается волна, которая за время пробега от А до Б снимает напряжение в активной линии. Напряжение в пассивной линии не меняется, так что в этом случае напряжение возрастает в n раз. Отразившись от разомкнутого конца Б, волна перезаряжает активную линию и за время пробега от Б до А напряжение между А и Б поднимается до $2nU_3$.

В этот момент система эквивалентна $2n$ последовательно соединенным конденсаторам, каждый из которых заряжен до U_3 . Волна, отраженная от переключателя, реверсирует напряжение в активной линии за время двойного пробега по ней.

Таким образом,

$$U_{\text{вых}} = 2n U_3; \quad C_0 = \left(\frac{1}{2n}\right)^2 C,$$

где $U_{\text{вых}}$ — пиковое напряжение; C_0 — выходная емкость. Практически процесс усложняется конечностью времени коммутации, активными потерями в линии и индуктивной связью между участками, мгновенное значение потенциалов между которыми различно. Учет потерь приводит к тому, что для пикового напряжения можно записать

$$U_{\text{вых}} = 2n\beta U_3,$$

где β характеризует все потери в спиральном генераторе. Предпочтительнее устанавливать коммутатор в средней точке линии. В этом случае мощность импульса увеличивается в 2 раза. На рис. 3 изображена схема реализованного нами спирального генератора. Генератор заряжается через импульсный трансформатор. Коммутацию осуществляет пленочный разрядник, запускаемый в максимуме зарядного напряжения.

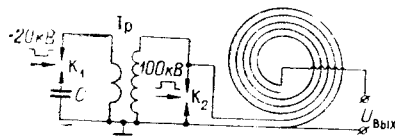


Рис. 3. Электрическая схема спирального генератора:

C — накопительная емкость; K_1 — воздушный коммутатор; K_2 — пленочный коммутатор; Tr — импульсный трансформатор.

В другой конструкции, где $l_1 = 10$ см, $Z_0 = 2,5$ Ом, $n = 5$, $\varnothing = 17$ см, $C = 1,2 \cdot 10^{-8}$ Ф, уменьшились краевые потери, постоянная времени разряда пассивной линии через одиночный виток возросла в 5 раз, длительность импульса уменьшалась до $\tau_n \cong 50$ нс, а амплитуда, измеренная калиброванными емкостными датчиками, при этом оказалась $U_{\text{вых}} \cong 350$ кВ. Коэффициент β возрос до 0,7.

На рис. 4 показана осциллограмма импульса, сформированного описанным генератором. В табл. 2 отражены основные параметры генератора.

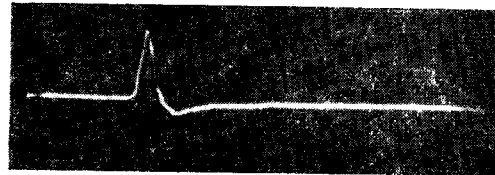


Рис. 4. Осциллограмма импульса напряжения, сформированного спиральным генератором ($U_{\text{вых}} = 350$ кВ; $\tau = 5$ нс).

Потенциальные возможности увеличения мощности этих генераторов за счет увеличения U_s до 200 кВ, что в принципе обеспечивалось конструкцией импульсного трансформатора и выбранной толщиной межвитковой изоляции, не были реализованы в связи с технологическими трудностями, возникающими при попытке не допустить появления поверхностных разрядов в столь малогабаритной конструкции на пиковых напряжениях в единицы мегавольт.

Таблица 2

U_s , кВ	W, Дж	β	$U_{\text{вых}}$, кВ	C_0 , пФ	N, ГВт
50	15	0,7	350	120	0,3

Кроме генераторов, описание которых дано выше, были собраны еще две схемы. В одной из них для получения импульса питания рентгеновской трубки используется LC-контур с прерыванием тока за счет электрического взрыва проволоки. При $C=2,5 \cdot 10^{-6}$ Ф, $L=4 \cdot 10^{-7}$ Гн взрывалась медная проволока диаметром 0,25 мм и длиной 15 см. С хорошей воспроизводимостью удавалось получить импульс напряжения амплитудой порядка 200 кВ. Начальное напряжение на конденсаторе при этом было $U_s=35$ кВ. В другой схеме основным элементом служит импульсный автотрансформатор с разомкнутым сердечником, работа которого хорошо проанализирована Фрюнгелем [3]. В первичной цепи подобного трансформатора мы имели емкость $C=2,5 \cdot 10^{-6}$ Ф, коммутируемую на одиночный виток автотрансформатора с помощью воздушного многозазорного разрядника [4]. Максимальная амплитуда импульса этого генератора 600 кВ, передний фронт $1,5 \cdot 10^{-6}$ с. Генератор может нагружаться либо непосредственно на отпаянную рентгеновскую трубку, либо заряжать до пикового напряжения емкость быстрого генератора на элементах с распределенными параметрами. Для получения коротких вспышек рентгеновского излучения были использованы две модификации отпаянных рентгеновских трубок, одна из которых представляла собой стандартную трубку типа ИАЗ-250, а другая — диодную трубку с острым анодом и межэлектродным расстоянием 3,5 мм.

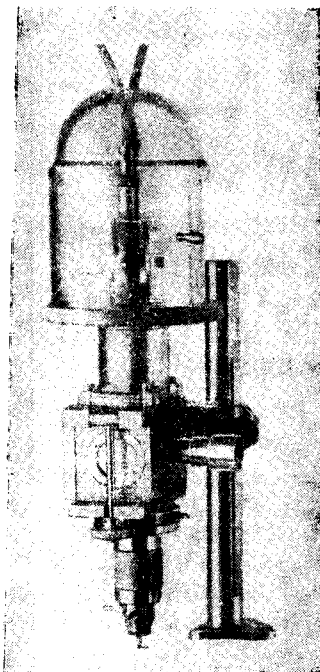
При работе со спиральным генератором, форма импульса на выходе которого приведена на осциллограмме рис. 4 (полуширина импульса 25 нс, амплитуда 300 кВ), обе трубки обеспечивали дозу в 0,1 Р на расстоянии 25 см от фокусного пятна. Измерения дозы с погрешностью $\pm 10\%$ приведены термомлюминесцентными датчиками на основе монокристалла LiF*. Полученные величины доз не соответствуют энергетическим возможностям генераторов. Это связано с отсутствием трубок, обеспечивающих электронные токи в единицы килоампер при напряжениях 500 кВ.

2. Импульсные источники мягкого рентгеновского излучения. Для получения стабильных импульсных вспышек мягкого рентгеновского излучения различной длительности нами были разработаны два типа трубок: трехэлектродная трубка с управляющим электродом и двухэлектродная с импульсным накалом катода.

Общий вид разрядной трехэлектродной рентгеновской трубки представлен на рис. 5. Трубка работает при постоянной откачке (вакуум

* Измерение дозы непосредственно на выходном окне промышленной установки ИРА-1Д, проведенные по той же методике, дают величину дозы 60—70 мР (при длительности импульса 10^{-6} с).

10^{-4} — 10^{-5} мм рт. ст.). Аноды сменные, материалы анодов: Ag, Mo, Cu, Fe, Cr, Ni. Для увеличения мощности трубки и возможности ее работы в непрерывном режиме или режиме периодически повторяющихся импульсов все три электрода трубки охлаждаются проточной водой. Предусмотрена возможность электрической фокусировки анодного пятна (от 0,5 до 5 мм) путем перемещения катодного и анодного узлов трубки.



Напряжение на аноде регулируется в пределах от 1 до 50 кВ. Анодный ток в непрерывном режиме может устанавливаться до 50 мА. В импульсном режиме трубка запирается постоянным отрицательным смещением, подаваемым на управляющий электрод. Отпирание трубки происходит при подаче на управляющий электрод положительного импульса от схемы запуска [5]. Длительность импульса может изменяться в пределах от 10^{-5} до единиц секунд. При длительности импульса 10^{-5} — 10^{-4} с величина тока в трубке может достигать нескольких ампер. На рис. 6 представлены осциллограммы тока трубки при генерировании рентгеновских импульсов различной длительности.

В табл. 3 приведены значения мощности дозы (для тока в 1 мА), генерируемой трубкой с медным анодом, измеряемой на расстоянии 15 см от анода. Величины доз были получены как в непрерывном, так и в импульсном режимах трубки*. Например, рентгеновская вспышка длительностью 10^{-3} с при величине

Рис. 5. Трехэлектродная рентгеновская трубка.

анодного тока 10 мА и напряжении на аноде 15 кВ обеспечивает дозу 20 мР. Эта величина была нами получена как непосредственным измерением дозы от одиночного рентгеновского импульса, так и расчетным путем по данным табл. 3.

Рентгеновская трубка с импульсным накалом катода характеризуется малой величиной межэлектродного промежутка 2—7 мм и высокой плотностью тока в импульсе, нагревающим вольфрамовую спираль (ка-

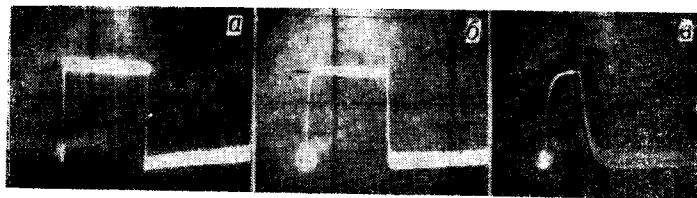


Рис. 6. Осциллограмма импульса тока трехэлектродной трубки:
а — $\tau=5$ мс; б — $\tau=0,5$ мс; в — $\tau=50$ мкс.

* Измерение доз было проведено К. В. Рыбаловым, которому авторы выражают благодарность.

год). Здесь удается получить большую амплитуду тока электронного луча с плотностью, которая превышает предельную, определяемую «законом $3/2$ ». Эта возможность связана с характерными явлениями (взрывом на катоде и перекрытием промежутка плазмой, движущейся от катода), возникающими в начальной стадии вакуумного пробоя [6]. На рис. 7 приведена принципиальная схема трубки. Выходное окно трубки

Таблица 3

Напряжение на аноде, кВ	10	15	20	25	30	35
Доза, Р/мА·с	0,65	2	4,8	7	9	14,7

изготовлено из бериллиевого диска толщиной 0,8 мм. Рис. 8 характеризует временную связь между током накала катода, излучательной способностью катода в оптическом диапазоне и импульсом рентгеновского излучения. Измерения длительности рентгеновского импульса производились с помощью быстрого пластического сцинтиллятора и ФЭУ-30. Длительность импульса рентгеновского излучения имеет величину от 1 до 0,2 мкс. Она определяется двумя факторами: разрядом накопительной емкости и временем перехода начальной стадии пробоя в дуговую стадию. Нестабильность времени возникновения рентгеновского импульса по отношению к началу импульса подогрева составляла 1 мкс.

Доза рентгеновского излучения, измеренная на расстоянии 12 см от анода, составляет 500 мР за импульс. Эффективная энергия рентгеновского излучения (начальное напряжение на накопительной емкости 35 кВ; анод вольфрамовый), определенная по слою половинного ослабления, равна 7—8 кэВ. Импульсный нагрев катода током высокой плотности в рентгеновской трубке стабилизирует момент возникновения рентгеновского импульса и увеличивает эмиссионную способность поверхности катода.

3. Регистрация импульсных рентгеновских излучений. При регистрации рентгеновских изображений наиболее оперативным является рент-

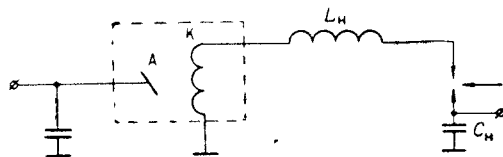


Рис. 7. Схема питания импульсной рентгеновской трубки:

А — анод; К — катод; С — накопительная емкость; $L_{н}$ — индуктивность цепи накала.

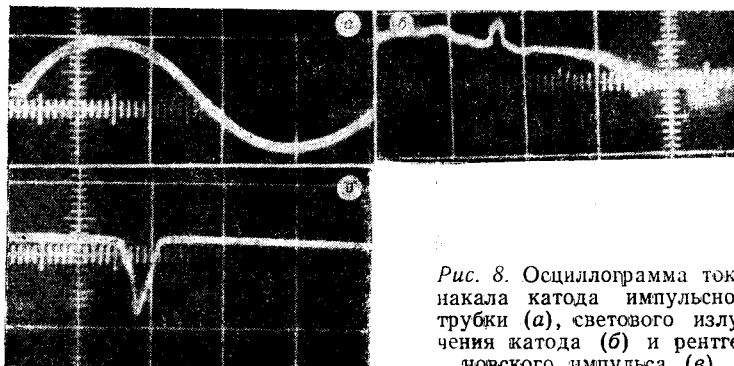


Рис. 8. Осциллограмма тока накала катода импульсной трубки (а), светового излучения катода (б) и рентгеновского импульса (в).

гено-телевизионный метод, основанный на использовании в качестве первичных преобразователей рентген-видиконов. Однако промышленные телевизионные системы, работающие на стандартных рентген-видиконах, не могут фиксировать импульсные рентгеновские изображения.

Использование рентгено-телевизионных систем в импульсной рентгеновской диагностике может быть осуществлено либо путем создания передающей телевизионной трубки, чувствительной к рентгеновскому излучению и обладающей способностью запоминать информацию при непрерывном считывании ее электронным лучом, либо путем разработки телевизионной системы с ячейкой памяти, в которую можно было бы ввести видеосигнал и запомнить его во время передачи одного или нескольких кадров.

Ниже будут рассмотрены оба эти способа, показана возможность их реализации [7, 8] и описана телевизионная аппаратура для визуализации импульсных рентгеновских изображений.

Экспериментальная передающая трубка с памятью, чувствительная к рентгеновскому излучению, представляет собой рентген-видикон с бериллиевой планшайбой диаметром 26,2 мм и толщиной 0,7 мм. Основой РВРП служит стеклообразная полупроводниковая мишень толщиной 5—7 мкм. Кинетика фотоответа слоя в рентгеновской области спектра характеризуется осциллограммами, представленными на рис. 9. Осциллограммы демонстрируют изменения внутреннего сопротивления слоя под действием различных по интенсивности и одинаковых по длительно-

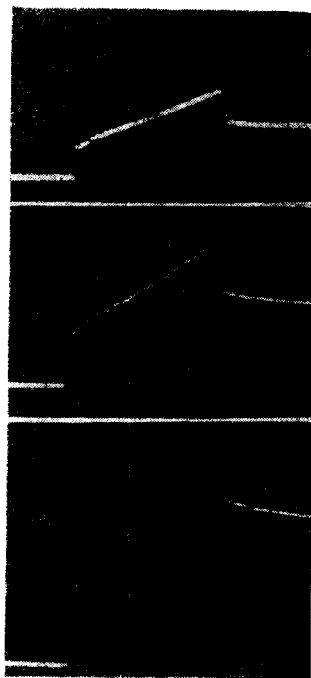


Рис. 9. Изменение внутреннего сопротивления полупроводниковой мишени РВРП под действием импульсов рентгеновского излучения различной интенсивности.

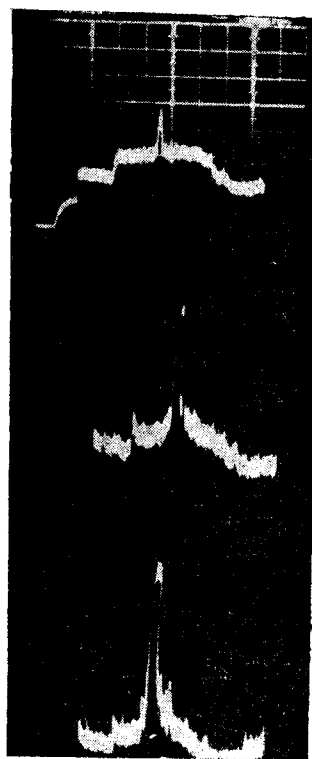


Рис. 10. Изменение величины видеосигнала РВРП в зависимости от дозы предварительного облучения.

сти ($t=1,5$ с) рентгеновских импульсов. При этом напряжение на медном аноде рентгеновской трубки составляло 25 кВ, а величина тока импульса соответственно была 0,5, 1 и 1,5 мА. Эффект памяти проявляется в том, что после снятия облучения проводимость слоя не снижается до своего первоначального (темнового) значения, а остается на более высоком уровне, зависящем от времени и интенсивности падающего излучения. Можно предположить, что наблюдаемый эффект обусловлен наличием локальных уровней в запрещенной зоне полупроводника, которые в сильном электрическом поле играют роль центров прилипания свободных носителей.

На рис. 10 представлены осциллограммы изменения величины остаточного сигнала экспериментального РВРП на выделенной строке при подаче изображения щели на мишень видикона. Снимки получены от одного, двух и трех рентгеновских импульсов длительностью 10^{-3} с при напряжении на медном аноде рентгеновской трубки 25 кВ и токе через трубку 50 мА, что соответствует дозе в импульсе порядка 350 мР. Осциллограммы хорошо демонстрируют не только память системы (время запоминания может достигать 20 мин), но и свойство накапливать информацию, которое выражается в росте остаточного тока сигнала видикона по мере увеличения числа экспонирующих рентгеновских импульсов.

На рис. 11 показана зависимость остаточного тока сигнала рентген-видикона с памятью от интенсивности и жесткости рентгеновского излучения. Сигнал регистрировался через 60 с после выключения рентгеновского излучения.

На базе экспериментального РВРП был создан макет рентгеновской телевизионной установки, способной регистрировать и запоминать импульсные изображения. Спектральная чувствительность системы лежит в области 3—50 кВ и обусловлена входным бериллиевым окном РВРП и толщиной полупроводниковой мишени. Установка может быть разработана на базе стандартных ПТУ (типа 26 или 22) с небольшой переделкой режимов питания передающей камеры. В этом случае обеспечивается четкость изображения порядка 500—600 строк. На рис. 12 приведено телевизионное изображение различных фаз движения проволоочки, зафиксированных на РВРП за две рентгеновские вспышки.

В системе с ячейкой памяти нами был использован промышленный видикон типа ЛИ-414. Как было показано в [9], такая трубка может быть использована не только в качестве элемента оптической памяти, но и в системе электрической записи и запоминания телевизионного сигнала. Характерной особенностью ЛИ-414 является длительное генерирование видеосигнала в течение

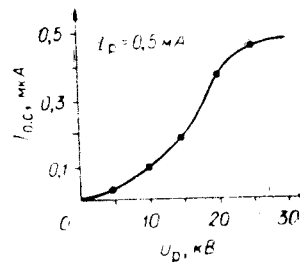


Рис. 11. Зависимость величины остаточного сигнала ($I_{0,c}$) мишени РВРП от интенсивности и жесткости рентгеновского излучения (U_p — напряжение на аноде рентгеновской трубки).



Рис. 12. Рентгеновское изображение различных фаз движения предмета, зафиксированное на мишени РВРП и сфотографированное с экрана ВКУ.

10—15 мин после прекращения записи, что дает возможность производить многократное считывание.

На рис. 13 приведена блок-схема сконструированного визуализатора импульсных рентгеновских излучений (ВИР) [10]. Установка имеет два самостоятельных видеоканала. Узлы кадровых и строчных разверток синхронизируются одним синхрогенератором (СГ). В передающей камере первого канала установлен рентген-видикон, во втором канале —

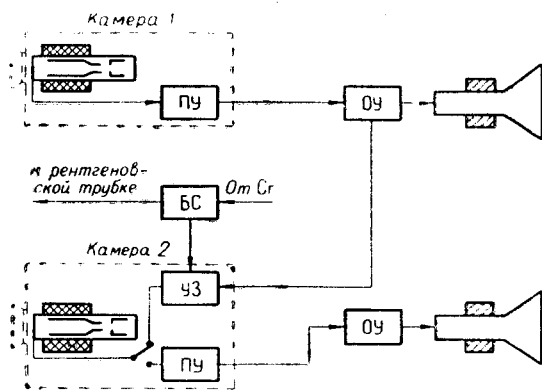


Рис. 13. Блок-схема ВИР.

видикон с памятью (ЛИ-414). Видеосигнал подается на катод кинескопа через предварительный (ПУ) и оконечный (ОУ) усилители.

При необходимости электрической перезаписи и запоминания изображения усиленный сигнал через усилитель записи (УЗ) поступает на сигнальную пластину видикона с памятью, находящегося в камере 2. Режим считывания и визуализации записанной картины проходит по второму видеоканалу.

Система имеет блок синхронизации (БС), который

обеспечивает включение импульсного высоковольтного источника, питающего рентгеновскую трубку во время обратного хода луча по кадрам, и регулирует время электрической записи на видиконе с памятью в пределах от одного до десяти кадров. Записанный сигнал может оставаться в виде потенциального рельефа на мишени видикона с памятью при непрерывном считывании 5—10 мин.

Внешний вид регистрирующей аппаратуры показан на рис. 14. На рис. 15 представлен рентгеновский снимок, полученный на установке ВИР.

В качестве первичного преобразователя рентгеновского излучения в установке могут быть использованы как промышленные, так и экспериментальные типы рентген-видиконов. Сменив передающую камеру 1 на камеру с суперортиконом, можно использовать системы типа люминесцирующий экран—суперортикон или рентгеновский ЭОП—суперортикон.

Универсальная система позволяет регистрировать импульсные рентгеновские изображения различного размера при различных жесткостях и интенсивностях рентгеновских вспышек.

4. Регистрация рентгеновских изображений пороговой интенсивности. Минимальная доза, необходимая для получения изображений пороговой интенсивности, определяется многими факторами. Прежде всего необходимо априори знать именно те параметры, которые несут нужную информацию, и задать допустимые ошибки в оценке этих параметров. Например, при регистрации лауэграмм, как правило, достаточно определить координаты центров и относительные интенсивности рефлексов: величина контраста между рефлексами различных порядков должна быть больше относительной ошибки в его определении. Минимальное время эксперимента определяется интенсивностью начального рентгеновского пучка, эффективностью регистратора, величиной шума и допустимыми ошибками в оценке координат и контраста.

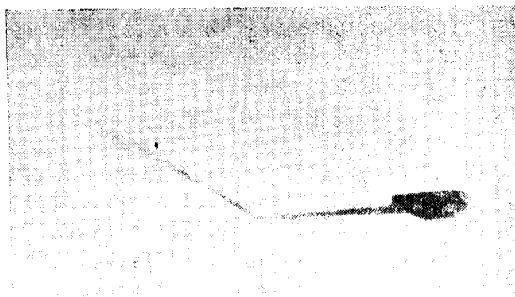
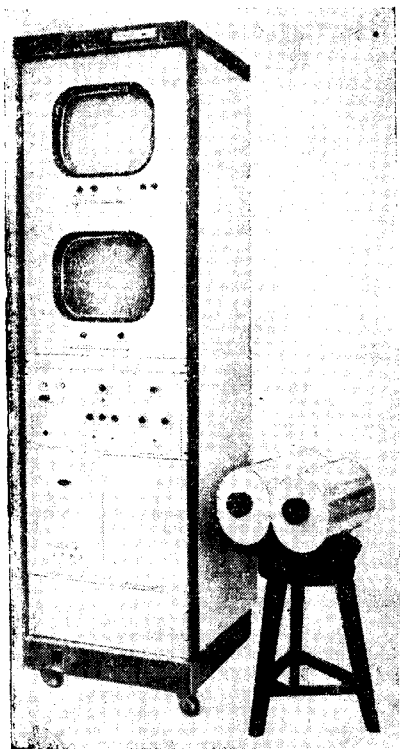


Рис. 15. Рентгеновское изображение водяной струи в плазменной горелке, снятое с экрана телевизионной установки типа ВИР.

Рис. 14. Визуализатор импульсных рентгеновских изображений.

Идеальным регистратором является тот, в котором фиксируется каждый рентгеновский квант с вероятностью, близкой к единице, в виде математической точки (причем собственные шумы отсутствуют). Здесь мы приходим к проблеме, рассмотренной частично в [11, 12]. Выделение сигнала может

производиться различными методами. Самым распространенным методом является пороговый, когда сигнал накапливается на фиксированном элементе изображения, а шум имеет равномерное распределение по площади. Накопление сигнала производится на элементе памяти, которым обычно является фотопленка. Однако характеристики фотопленки далеки от идеальных из-за низкой квантовой эффективности и нелинейности кривой почернения. В этом смысле несомненными достоинствами обладают каскадные электронно-оптические преобразователи, работающие в режиме счета одиночных фотоэлектронов [12], и рентгеночувствительные передающие телевизионные трубки с длительным накоплением информации.

Рентген-видикон, обладающий способностью к накоплению видеосигнала, был разработан на основе полупроводниковой мишени с двойным слоем типа $\text{Se} - \text{Sb}_2\text{S}_3$. Такой слой имеет гетеропереход с асимметричной вольт-амперной характеристикой (рис. 16). Малая величина тока в запирающем направлении позволяет использовать эти слои в качестве эффективной ячейки памяти. Время накопления информации при выключенном считывающем электронном луче может достигать 10—15 мин. На рис. 17 показана зависимость тока сигнала рентген-видикона с мишенью типа $\text{Se} - \text{Sb}_2\text{S}_3$ от времени накопления. Эта зависимость линейна, что является одним из основных достоинств рассматриваемой системы. Рис. 18 отражает изменения тока сигнала видикона, работающего в стандартном режиме, в зависимости от интенсивности и жесткости рентгеновских лучей. Графики демонстрируют высокую рентгеночувствительность трубки в области мягкого рентгеновского излучения. Рентген-видикон с гетерослоем обладает малой инерционностью фотоответа и небольшой величиной темнового тока (порядка 10^{-9} А). Спектральная

чувствительность трубки с входным бериллиевым окном толщиной 0,8 мм лежит в области 3—50 кэВ.* На рис. 19 приведено рентгеновское изображение интегральной схемы, полученное на трубке с гетеропереходом, работающей в стандартном режиме.

На мишени рентген-видикона происходит непосредственное преобразование излучения в электрический сигнал. Другой путь связан с промежуточным преобразованием рентгеновского изображения в видимое. В этом случае целесообразно использовать высокочувствительные приемники оптического диапазона, такие как каскадные усилители яркости

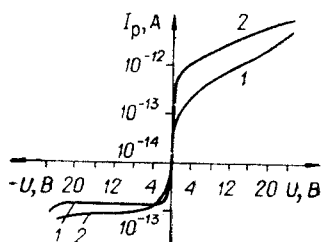


Рис. 16. Вольт-амперные характеристики двух слоев типа $\text{Se} - \text{Sb}_2\text{S}_3$, находящихся в темноте.

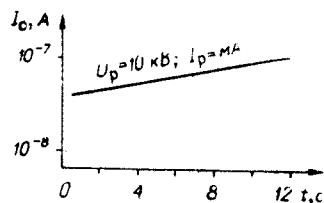


Рис. 17. Зависимость величины тока сигнала I_c рентген-видикона с гетерослоем от времени облучения:
 U_p — анодное напряжение; I_p — ток рентгеновской трубки.

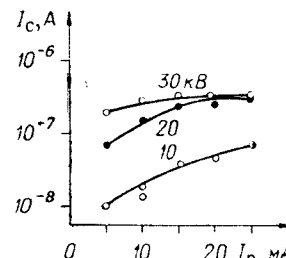


Рис. 18. Зависимость тока сигнала I_c рентген-видикона с мишенью из $\text{Se} - \text{Sb}_2\text{S}_3$, работающего в стандартном режиме, от величины тока I_p , проходящего через рентгеновскую трубку при разных напряжениях на ее аноде.

изображения и суперортиканы с предусилением. В наших экспериментах** применялись каскадный усилитель на базе ЭОП типа УМ-95 и суперортиканы типа ЛИ-217. Рабочее поле фотокатода ЭОП имело размер 25×25 мм. Система магнитной фокусировки ЭОП позволяла практически полностью устранить анизотропную дисторсию. Изотропная дисторсия не превышала 8% на краю рабочего поля. Были определены коэффициент увеличения и коэффициент изотропной дисторсии, что позволило уменьшить стационарную ошибку в определении координат отсчета, порождаемого одиночным фотоэлектроном с входного фотокатода, до 1% от линейного размера рабочего поля. В рабочем режиме эффективность регистрации фотоэлектронов была больше 0,9, а квантовая чувствительность фотокатода в максимуме составляла $\kappa = 0,15$ фотоэлектронов на квант. Число шумовых отсчетов на 1 см^2 фотокатода при этом оказывалось $N_{ш} \cong 301/\text{см}^2 \cdot \text{с}$. Оптическая система, переносящая изображение с люминофора на фотокатод ЭОП, имела коэффициент светосбора порядка 0,05. Если принять энергетическую эффективность люминофора 5%, то не каждый поглощенный в люминофоре рентгеновский квант с энергией 10 кэВ на фотоленке фиксируется в 2—3 фотоотсчета. т. е. вероятность регистрации каждого из поглощенных квантов оказывается близкой к единице.

Используя данную аппаратуру, удалось снизить время, необходимое для регистрации лауэграммы алмаза, в 1000 раз по сравнению с обычной методикой. Электронно-оптические усилители подобного типа, имеющие

* Приведенные характеристики рентген-видикона с гетеропереходом на основе $\text{Se} - \text{Sb}_2\text{S}_3$ являются предварительными, поэтому далеко не исчерпывающими. В первую очередь это касается оценки квантовой чувствительности трубки в режиме накопления информации.

** Авторы благодарят Э. В. Яншина, принимавшего участие в эксперименте.

сплюснутое [13] либо стекловолоконистое входное окно, потенциально перспективнее систем с оптическим переносом изображения*. Однако выигрыш может быть сведен на нет низкой эффективностью регистрации одноэлектронной компоненты. Следует подчеркнуть, что время экспозиции одиночного кадра при накоплении информации должно выбираться таким, чтобы фотоотсчеты не перекрывались [12]. Это дает возможность оценить интенсивность в элементе изображения и найти доверительные интервалы для этой оценки. Амплитудная характеристика такой системы линейна. Следует подчеркнуть, что в данных условиях накопление информации на одиночном кадре (с целью получить полутоновые изображения) нерационально. Характеристики усилительной системы на базе суперорбитрона ЛИ-217 оказались существенно хуже приведенных выше из-за несопоставимо высокого уровня собственного шума суперорбитрона. Однако ее можно рекомендовать для проведения менее прецизионных измерений и качественного анализа рентгеновских изображений.



Рис. 19. Рентгеновское изображение интегральной схемы, полученное на рентгеновидиконе с мишенью из $\text{Se} - \text{Sb}_2\text{S}_3$.

Авторы выражают благодарность Ю. Е. Нестерихину и А. М. Искольдскому за постановку задачи и руководство работами.

ЛИТЕРАТУРА

1. С. Т. Васьков, Л. С. Вертопрахова, А. М. Остапенко, А. К. Поташников, С. Е. Ткач, С. С. Шеломанова. Сканирующий автомат для ввода в ЭЦВМ пленочной информации.— *Автометрия*, 1970, № 2.
2. R. A. Fitch, V. T. S. Howell. Novel Principle of Transient High-Voltage Generation.— *Proc. IEE*, 1964, v. III, № 4.
3. Ф. Фрюнгель. Импульсная техника. М.—Л., «Энергия», 1965.
4. Б. М. Ковальчук, Г. А. Месяц, Ю. Ф. Поталицын. Искровой разрядник для точного включения конденсаторов в мощных конденсаторных батареях.— *ПТЭ*, 1969, № 6.
5. В. Г. Цукерман, В. А. Герасимов, Л. В. Гранецкий, А. Ф. Неермолов. Трехэлектродная рентгеновская трубка с автоматической стабилизацией интенсивности излучения.— *ПТЭ*, 1966, № 1.
6. С. П. Бугаев, А. М. Искольдский, Г. А. Месяц, Д. И. Проскуровский. Электронно-оптическое наблюдение иницирования и развития импульсного пробоя короткого вакуумного промежутка.— *ЖТФ*, 1967, т. 37, вып. 12.
7. Э. М. Курашов, В. М. Любин, В. И. Наливайко, В. Г. Цукерман. Рентгеновская телевизионная установка с накоплением информации и регулируемой памятью.— Тезисы докладов Всесоюзной конференции «Автоматизация научных исследований на основе применения ЭЦВМ». Новосибирск, 1970.
8. A. P. Vaykov, V. A. Belago, L. M. Diamant, V. I. Dotsenko, E. M. Kurashov, V. M. Lubin, Ju. E. Nesterikhin, S. D. Plakhov, R. M. Stepanov and V. G. Tsukerman. Puls X-ray System with television method of image visualization.— *Proc. 9th Inter. Congress of high-speed photogr. Denver (USA)*, 1970.
9. Г. А. Аванесов, А. Г. Лалук, В. М. Любин, Р. М. Степанов, М. Н. Красильников. Запоминающее устройство на видеоконе.— *Техника кино и телевидения*, 1969, № 2.
10. В. И. Доценко, Н. А. Колосов, Э. М. Курашов, С. А. Плахов, В. Г. Цукерман. Телевизионная система для регистрации, электрической записи и запомни-

* Такого типа ЭОП нами в настоящее время исследуется.

нения импульсных рентгеновских изображений.— Тезисы докладов Всесоюзной конференции «Автоматизация научных исследований на основе применения ЭЦВМ». Новосибирск, 1970.

11. В. М. Ефимов, А. М. Искольдский, Д. Г. Фризен. О флюктуациях контраста в пороговых изображениях.— Автометрия, 1971, № 6.
12. В. М. Ефимов, А. М. Искольдский, Э. В. Яншин. Выделение точечного сигнала в присутствии шума на изображениях дискретной структуры.— Автометрия, 1971, № 6.
13. В. А. Брызгунов, М. М. Бутслов, М. А. Мокульский. Регистрация мягкого рентгеновского излучения с применением электронно-оптических преобразователей.— Докл. АН СССР, 1969, т. 185, № 4.

*Поступила в редакцию
2 февраля 1971 г.*