

ТЕХНОЛОГИЧЕСКАЯ ДОЗИМЕТРИЯ ПРОМЫШЛЕННЫХ РАДИАЦИОННЫХ
ПРОЦЕССОВ

В. В. Генералова
СССР

Практическое использование ядерной энергии привело в последние годы к возникновению областей, развивающихся на стыке прикладной ядерной физики с химией (радиационная химия), сельским хозяйством, медициной и биологией (радиационная биология). В процессе исследований, первоначально проводившихся лишь в связи с потребностями и развитием атомной энергетики, выяснилось, что радиационно-химические и радиационно-биологические процессы представляют самостоятельный практический интерес для соответствующих отраслей промышленности (химической, пищевой, медицинской) и сельского хозяйства.

В настоящее время в СССР и за рубежом широко внедряются такие радиационные процессы, как модификация кабельных покрытий, радиационная вулканизация, лучевая стерилизация медицинского оборудования и лекарственных препаратов, облучение пищевых продуктов, дезинсекция зерновых культур и др. /1/.

Перед каждой отраслью народного хозяйства, использующей ядерную энергию, возникают все более и более сложные задачи, требующие точного контроля условий взаимодействия излучений с веществом. Разработка методов и средств для определения поглощенных доз интенсивных потоков гамма-излучения и электронов в рабочих системах при широкой вариации режимов облучения представляет собой один из наиболее важных разделов радиационно-химического аппаратостроения, являющегося одной из двух основных частей радиационной технологии /2/.

Анализ особенностей различных радиационных процессов позволяет сформулировать основные требования к организации дозиметрического контроля, который:

- а) обеспечил бы облучение объектов в строго заданном диапазоне доз при допустимой вариации дозы по глубине облучаемых объектов;
- б) давал бы возможность в процессе облучения осуществлять периодический или непрерывный контроль степени радиационного воздействия;
- в) для некоторых процессов давал бы возможность отличать облученные и необлученные объекты в процессе их длительного хранения.

Поэтому технологическую дозиметрию промышленных процессов целесообразно проводить двумя этапами, охватывающими:

1) дозиметрию радиационной установки во время сборки и наладки с целью достижения заданных параметров и оптимальной геометрии облучения на рабочих конвейерах (отработка оптимальных режимов облучения);

2) организацию непрерывного автоматического контроля степени облучения рабочей продукции (контроль за технологией производственного процесса).

Этап I предусматривает измерение исходных параметров установки (мощность экспозиционной дозы гамма-излучения, ток электронов в пучке ускорителя, мощность пучка, форма пучка) и проведение дозиметрических измерений в фантомных экспериментах с вариацией условий облучения. Выбранные для этих целей средства измерения могут быть выполнены либо в виде приборов, либо в виде химических детекторов и должны обладать хорошей воспроизводимостью и достаточной точностью.

Из приборных разработок, используемых в настоящее время на мощных изотопных установках, можно назвать следующие:

I. Радиационно-стойкая ионизационная камера (рис. I), предназначенная для измерения экспозиционной дозы в диапазоне от 10^{-3} до 10^4 р/сек в области средних энергий γ -излучения 0,3-3,0 Мэв /3/. Электроды камеры выполнены из алюминия; в качестве изоляторов использована радиационно-стойкая керамика. Высоковольтный (1) и собирающий (2) электроды камеры имеют форму цилиндра, переходящего на одном торце в полусферу. С противоположной стороны камера заканчивается разъемом (6) для присоединения кабеля. Для предотвращения утечек с высоковольтного электрода на собирающий установочные изоляторы (5) камеры разделены охранным электродом (3). Величина межэлектродного зазора 0,2 см; камера заполнена воздухом при атмосферном давлении, объем чувствительной части $3,5 \text{ см}^3$. При максимальной мощности экспозиционной дозы 10^4 р/сек достигается практически полное собирание ионов (98%) при величине высокого напряжения 600 в. Погрешность измерения экспозиционной дозы не превышает 5-6%.

Точное значение чувствительности S_0 определяется двумя методами: сравнением с калориметром и облучением в поле гамма-излучения образцового источника кобальта-60. Мощность экспозиционной дозы находится по формуле:

$$P_T = \frac{I_0}{S_0} \quad [\text{р/сек}]$$

$$\text{где } I_0 = I \frac{T}{T_0} \cdot \frac{P_0}{P - P_1};$$

I - ионизационный ток, измеренный при температуре T , давлении P и относительной влажности δ .

$$P_0 = 760 \text{ мм рт. ст.}$$

$$T_0 = 273,2^\circ \text{К}$$

$$P_1 - \text{поправка на давление водяных паров.}$$

$$P_1 = 0,238 P_H$$

$$P_H - \text{давление насыщенного водяного пара, мм рт.ст.}$$

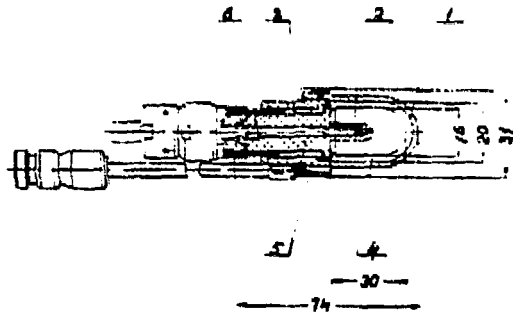


Рис. 1 Разрез ионизационной камеры:
1-высоковольтный, 2-собирающий, 3- охранный электроды;
4-межэлектродный зазор; 5- керамические изоляторы;
6-хвостовая часть камеры, выполненная в виде разъёма.

2. Вакуумные радиационные элементы (гамма-элементы), принцип работы которых основан на регистрации разностного тока вторичных электронов, возникающих при взаимодействии гамма-излучения с веществом эмиттера и коллектора /4/. Регистрируемый внешним прибором ток оказывается пропорциональным мощности экспозиционной дозы падающего гамма-излучения в диапазоне 10^3 - 10^6 р/сек при температурах до 500°C . Основное преимущество гамма-элементов состоит в том, что они не требуют для своей работы внешних источников питания, что упрощает их конструкцию. Погрешность измерения экспозиционной дозы составляет 10-15%. Для фантомных экспериментов более удобны различные химические детекторы, предварительно отградуированные абсолютным методом (калориметр), либо в поле излучения на эталонной установке. Требования к наборам детекторов, используемых для изучения дозных распределений в фантомах при отработке оптимальных режимов облучения, сводятся к следующему:

- а) диапазон измеряемых доз лежит в интервале 10^4 + $2 \cdot 10^8$ рад, что охватывает рабочий диапазон многих радиационных процессов;
- б) радиационно-химический выход не зависит от мощности дозы в интервале 1 - 10^6 рад/сек, температуры облучения от 0 до 70°C , а в некоторых случаях и более;
- в) отсутствует влияние среды (кислород, влага);
- г) для сопоставления экспериментальных результатов, полученных на различных установках, необходима стабильность детекторов во времени до и после облучения при хранении в обычных условиях и в условиях с повышенными требованиями (например, в условиях повышенных температур);
- д) простота приготовления, экспрессность измерения, наличие стандартной аппаратуры;

е) погрешность определения дозы 5-10% при воспроизводимости не хуже $\pm 2\%$.

В настоящее время разработано несколько типов детекторов, удовлетворяющих основным из перечисленных требований. Применяются газовые, жидкостные и твердотельные детекторы. К жидкостным химическим детекторам следует отнести следующие:

1. Ферросульфатный детектор (называемый классическим) и его модификации /5/. Интервал измеряемых доз составляет $5 \cdot 10^3 - 10^6$ рад. Выход системы ($15,5 \frac{\text{МОЛ}}{100}$ эв) не зависит от мощности дозы в интервале $1 - 10^7$ р/сек, температуры облучения до 60°C , энергии гамма-излучения от 0,1 до 30 Мэв /6/. Однако, стабильности показателей дозиметра можно достичь лишь при соблюдении следующих условий:

а) тщательная дополнительная очистка исходных реактивов: соли Мора, поваренной соли, серной кислоты /7/;

б) тройная перегонка воды по специальной методике /8/;

в) тщательное определение коэффициента экстинкции раствора непосредственно на используемом спектрофотометре /9/;

г) использование очень чистой посуды: колб, бюреток, пробирок, кювет /10/;

д) введение поправок на температурную зависимость коэффициента экстинкции, что требует корректного определения температуры измерения с точностью до $0,5 - 1^\circ\text{C}$;

е) строгое соблюдение условий облучения: наличие свободного доступа кислорода, температуры до 60°C , отсутствия попадания внешних загрязнений.

При соблюдении указанных условий погрешность ферросульфатного дозиметра составляет $\pm 7\%$ при воспроизводимости 1-2%.

2. Раствор двуххромовокислого калия, содержащий 0,4 М серной кислоты /11/. Варьируя концентрацию раствора можно измерить погло-

щенные дозы в интервалах:

при $C = 3,3 \cdot 10^{-4} M$ от $5 \cdot 10^4$ до $5 \cdot 10^5$ рад

при $C = 2,5 \cdot 10^{-3} M$ от $5 \cdot 10^5$ до $5 \cdot 10^6$ рад.

Ионы Cr^{6+} в 0,4M растворе серной кислоты имеют в доступном для измерения интервале длин волн две полосы поглощения с максимумами при 350 и 435 нм.

Измерение оптической плотности облученного раствора следует производить в интервале доз $5 \cdot 10^4 - 5 \cdot 10^5$ рад при длине волны $\lambda = 350$ нм, в интервале доз $5 \cdot 10^5 - 5 \cdot 10^6$ при длине волны $\lambda = 435$ нм соответственно.

Радиационно-химический выход системы составляет $0,395 \pm \pm 0,010$ мол/100 эв. Молярный коэффициент экстинкции при 350 нм равен 2640 ± 20 , а при 435 нм - 410 ± 10 л/моль, см.

Погрешность измерения поглощенной дозы не превышает 10%.

3. Водный раствор глюкозы^{/12,13/}, изменяющий угол вращения плоскости поляризации при облучении и позволяющий измерять поглощенную дозу в интервале $10^7 - 2 \cdot 10^8$ рад с погрешностью 5-7%. Показания дозиметра не зависят в широком интервале от мощности дозы ($0 - 10^6$ рад/сек), энергии рентгеновского и гамма-излучения ($0,1 - 30$ Мэв), температуры облучения ($0 - 80^\circ C$), присутствия примесей, кислорода, окисленных газов и продуктов радиолиза. Оптическая активность - весьма стабильный параметр, не изменяющийся при длительном хранении (несколько лет) запаянных, простерилизованных ампул с раствором на свету и при различных температурах ($0 - 60^\circ C$) как до, так и после облучения.

Градуировочная зависимость (рис.2) изменения оптической активности раствора глюкозы удовлетворительно описывается эмпирической формулой:

$$D = \frac{1}{K} \ln \frac{\varphi_0}{\varphi} ,$$

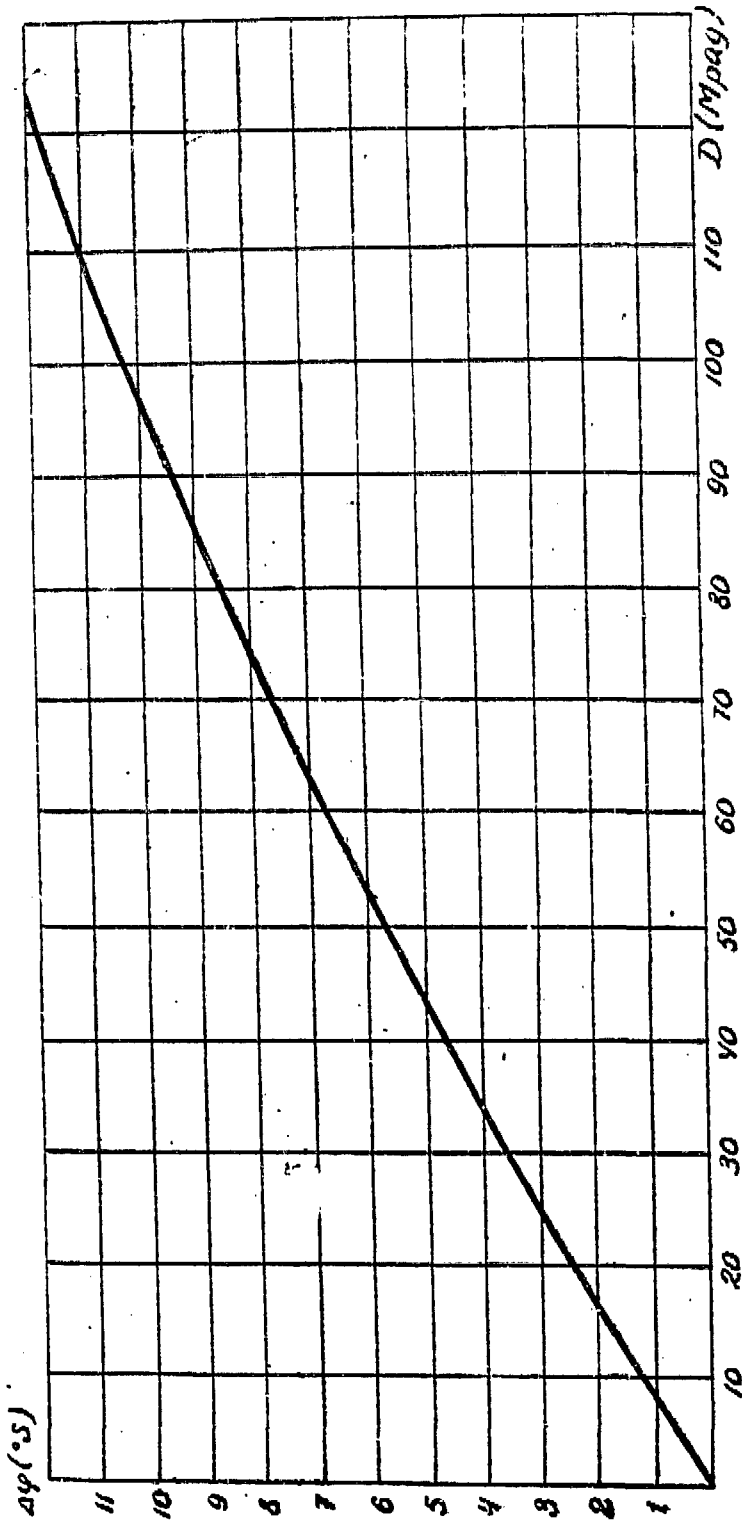


Рис. 2. Зависимость изменения угла вращения плоскости поляризации раствора глюкозы от поглощенной дозы.

где K - кинетический параметр, равный для 20%-ного раствора глюкозы $3,9 \cdot 10^3 \text{ рад}^{-1}$;

φ_0 - угол вращения плоскости поляризации раствора до облучения;

φ - угол вращения плоскости поляризации облученного дозой D раствора.

Простота приготовления, измерения и длительность сохранности информации способствовали широкому распространению глюкозного дозиметра не только в СССР, но и за рубежом /14/.

Твердотельные химические детекторы представлены стеклянными детекторами различного состава; органическими соединениями в виде таблеток; напыленных пленок; полимерных пленок с различными люминесцирующими и нелюминесцирующими красителями; кристаллами.

I. Стеклянные детекторы СГД-8 представляют собой силикатные стекла следующего состава /15/:

SiO_2 - 70,4%,	Na_2O - 15,0%,	K_2O - 5,0%,	CuO - 5,0%,
ZnO - 3,0%,	MgO - 1,0%,	NiO - 0,4%,	Ag_2O - 0,2%.

(в весовых процентах).

Детекторы имеют вид параллелепипедов с двумя полированными гранями площадью $15 \times 15 \text{ см}^2$, расположенными перпендикулярно оси, по направлению которой должно производиться просвечивание стекла при измерении его оптической плотности. Толщина стекла 2-5 мм. Диапазон измеряемых доз составляет $10^3 - 10^6$ рентген, облучение может производиться при температурах до 80°C . Оптическая плотность детекторов изменяется после облучения и пропорциональна экспозиционной дозе в интервале $10^3 - 10^5$ р при длине волны $\lambda = 360 \text{ нм}$ и монотонно возрастает с дозой в интервале $2,5 \cdot 10^4 - 10^6$ р при $\lambda = 745 \text{ нм}$ (рис. 3,4). Детекторы СГД-8 могут многократно использоваться, поскольку образующиеся в процессе облучения дефекты легко снимаются при прогреве детекторов при температуре $450 \pm 10^\circ\text{C}$ в течение 4-5 часов.

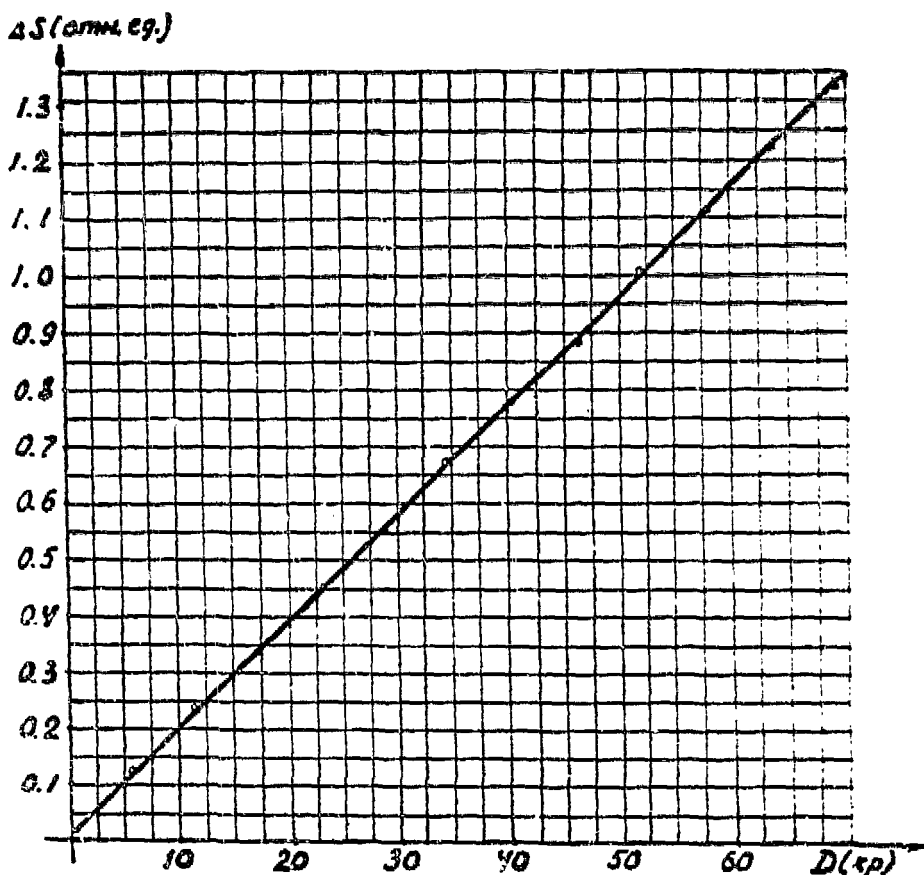


Рис.3. Зависимость приращения оптической плотности облученных детекторов ($5 \times 15 \times 15$ мм) от величины экспозиционной дозы ($\lambda = 360$ нм)

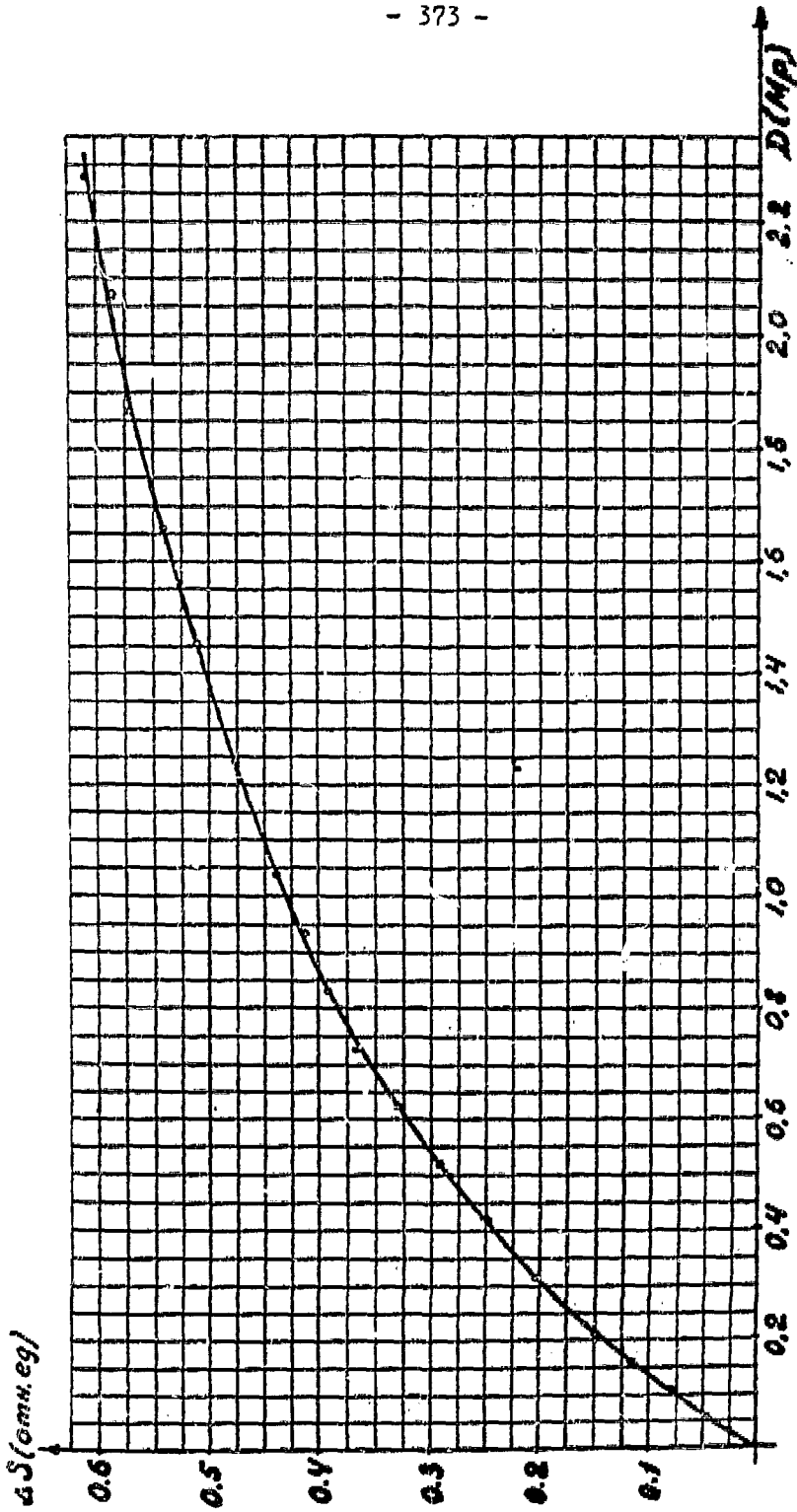


Рис 4. Зависимость приращения
оптической плотности облученных гетекторов $5 \times 15 \times 15$ мм
от величины экспозиционной дозы ($\lambda = 745$ нм)

Предельная погрешность измерения экспозиционной дозы детекторами СГД-8 составляет 7-10%.

2. Стекланные детекторы на основе фосфатных стекол с добавками Mn (до 0,8%) изменяют окраску при взаимодействии с гамма-квантами за счет радиационно-химической реакции типа /16/:



Максимум оптического поглощения метафосфатных стекол соответствует длине волны $\lambda = 560$ нм, монотонно возрастает с дозой облучения в интервале $10^6 - 2 \cdot 10^7$ рад и не зависит от температуры облучения до 80°C (рис.5). Фосфатные стекланные детекторы также многократного пользования: отжиг их после облучения производится при температуре 450°C в течение 15 мин. Для получения воспроизводимых результатов каждую партию стекол следует аттестовать отдельно. Погрешность измерения экспозиционной дозы с помощью фосфатных стекол составляет 10-12%.

3. Таблетки глюконата кальция изменяют коэффициент диффузионного отражения в интервале $1 \cdot 10^4 - 1 \cdot 10^9$ рад более чем на 60% /17/. Использование в качестве эталона сравнения слабо и сильно отражающих поверхностей (необлученный образец; пластина с нанесенным серно-кислым барием; образец, облученный предварительно большой дозой), а также измерение коэффициента отражения при различных длинах волн (260 и 315 нм) позволило значительно расширить доступный измерению диапазон поглощенных доз (рис.6). Повышение температуры облучения до 70°C не изменяет отражательной способности таблеток; отражательная способность таблеток глюконата кальция не меняется после облучения в течение нескольких месяцев. Погрешность измерения $\sim 10\%$.

Из дозиметров, основанных на радиационно-химических превращениях в газообразных системах, наибольшее распространение получил

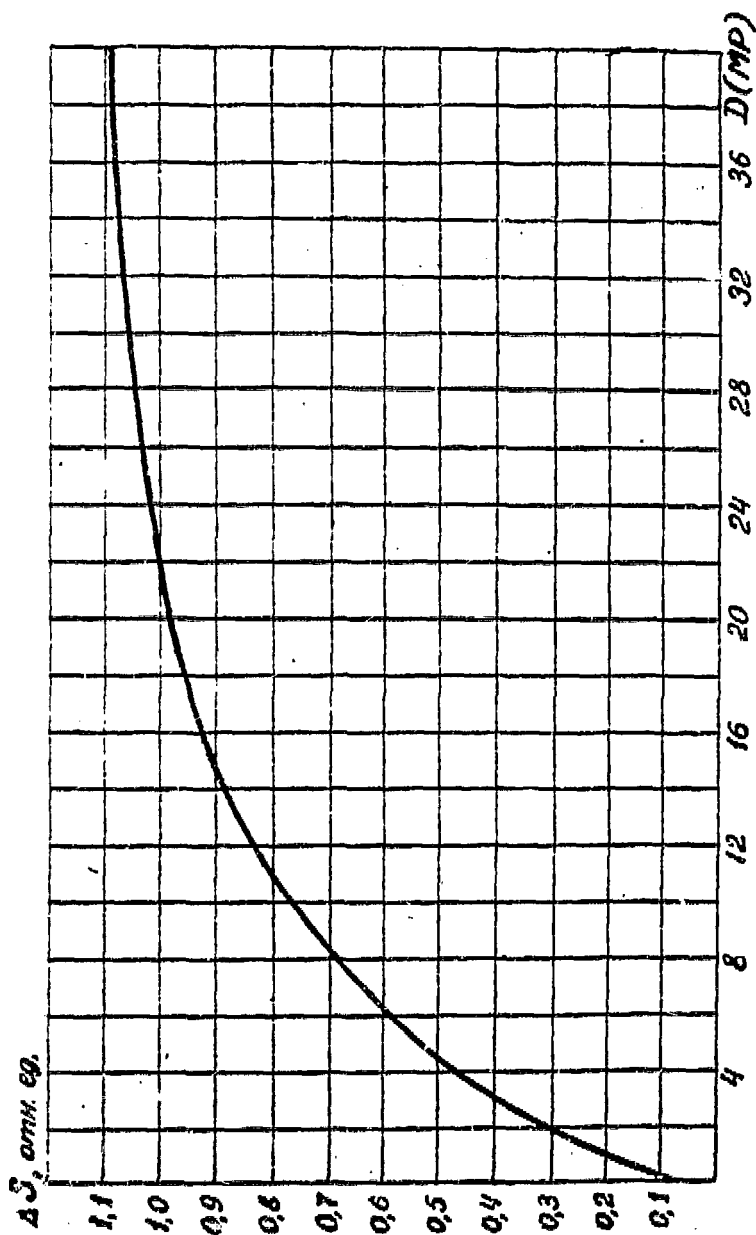


Рис. 5. Зависимость приращения оптической плотности
метакросфератных стекол от экспозиционной дозы.

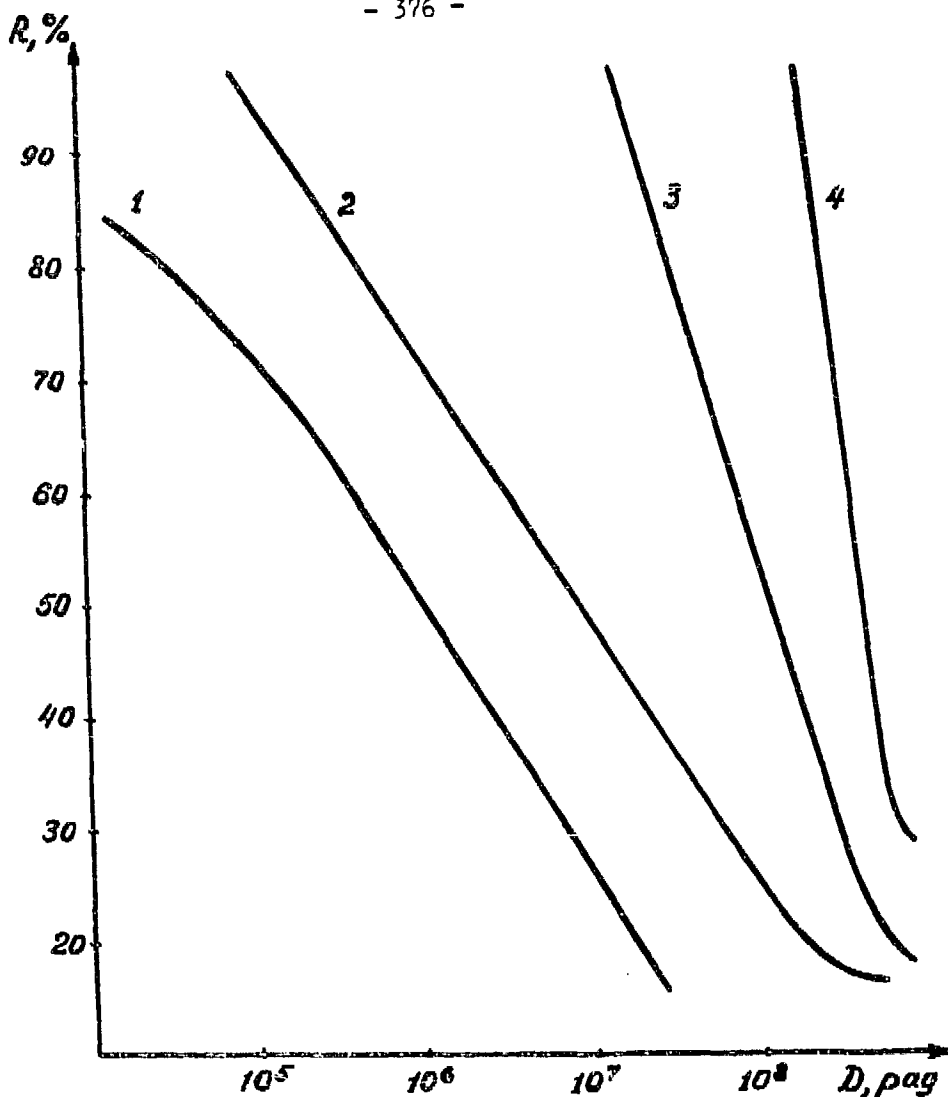
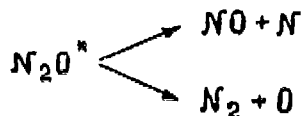


Рис. 6. Зависимость коэффициента диффузного отражения R от поглощенной дозы γ -излучения: 1 - таблетки глюкозы (эталон - необлученный образец, $\lambda = 260$ нм); 2 - таблетки глюконата кальция (эталон - необлученный образец, $\lambda = 260$ нм); 3 - то же (эталон - ортоокислый барий, $\lambda = 315$ нм); 4 - то же (эталон - образец, предварительно облученный дозой 90 Mrad, $\lambda = 260$ нм).

дозиметр на основе закиси азота N_2O , радиационно-химический выход разложения которого составляет $11,1 \frac{\text{МОЛ}}{100 \text{ ЭВ}}$. Действие ионизирующего излучения на вещество дозиметра сводится к возбуждению атомов и ионизации электронами. Возбуждение молекулы вызывает ее разложение по схеме:



Ионизация приводит как к первичному, так и к последующему разложению закиси азота в результате взаимодействия молекул с продуктами радиоллиза. Значения выходов $G(N_2 + O_2) = 11,7 \frac{\text{МОЛ}}{100 \text{ ЭВ}}$ в интервале $10^4 - 10^9$ рад (получено методом низкотемпературной разгонки) и $G(NO + NO_2) = 5,3 \frac{\text{МОЛ}}{100 \text{ ЭВ}}$ в интервале $10^7 - 3 \cdot 10^8$ рад (получено при спектрофотометрическом анализе) находятся в хорошем согласии с расчетом радиационного выхода на основе механизма разложения закиси азота /18/ и лежат в основе расчета поглощенной дозы в газе. Рассмотренные системы, как и многие другие /19/ используются для градуировки дозного поля в облучателе установки и для разного рода фантомных экспериментов, моделирующих радиационный процесс.

Этап II контроля радиационного процесса предусматривает осуществление непрерывного либо периодического дозиметрического контроля за технологией производства. Для технологических целей идеальным являлся бы такой дозиметр, который однозначно определял связь между показаниями и весовым выходом продукта, полученного в радиационно-химическом процессе. Для этого необходим дозиметр, измеряющий дозу только той части излучения, которая ответственна за выход продукта. Наиболее правильно эту задачу можно решить, непосредственно контролируя выход основного продукта в главном технологическом контуре или в его параллельной ветви (петле) /20/. Когда же это сделать невозможно, целесообразно создавать параллельный контур из

радиационно-подобного и хорошо изученного вещества с известными дозиметрическими параметрами. Для этих целей разработан петлевой трансформатор поглощенной дозы с углеводным наполнением /21/, прибор для измерения термомеханической прочности полиэтиленового покрытия, предназначенный для контроля качества облученной продукции без повреждения ее целостности /22/ и др.

При проведении процессов в блочных перемешиваемых системах используются дозиметры - свидетели и индикаторы поглощенной дозы. В качестве дозиметров-свидетелей широко используются различные термо-, фото-, радиолуминесцентные детекторы, пленочные дозиметры на основе полимерных материалов, таблетки /23-25/. Из пленочных дозиметров широко используются следующие:

- 1) триацетатцеллюлоза - для интервала доз $5 \cdot 10^5 - 10^8$ рад;
 - 2) целлюлоза - для интервала доз $5 \cdot 10^6 - 4 \cdot 10^7$ рад;
 - 3) полиметилметакрилат - для интервала доз $5 \cdot 10^5 - 3 \cdot 10^6$ рад;
 - 4) полиэтилен - для интервала доз $10^6 - 10^8$ рад;
 - 5) поливинилхлорид - для интервала доз $5 \cdot 10^4 - 10^7$ рад;
 - 6) винипласт и винипроз - для интервала доз $5 \cdot 10^4 - 10^7$ рад,
- а также многие другие.

Погрешность измерения поглощенной дозы дозиметрами - свидетелями составляет 10-15% и требует соблюдения определенных требований к условиям облучения и измерения.

Цветовые визуальные индикаторы дозы используются для более грубой оценки (погрешность 20-30%) поглощенной дозы по изменению цвета или его оттенка в процессе облучения /26/.

Наиболее контрастно наблюдается смена цветов и оттенков у индикатора на основе полистирола с люминесцирующим красителем и галогеносодержащей добавкой /27/. В процессе облучения такой индикатор приобретает следующие цвета:

Доза (Мрад)	Цвет
0	ярко красный
0,1	малиновый
0,2	синий
0,5	сине-зеленый
1	зеленый
2	желто-зеленый
2,5	желтый

Измерение дозы по цвету производится визуальным сравнением цвета облученного индикатора с заранее установленной дозноцветовой шкалой. Изменение мощности дозы от 40 до 3500 рад/сек и температуры облучения до 60°C не влияет на радиационный эффект. Необлученные индикаторы сохраняют дозно-цветовые параметры в течение года при хранении в стандартной упаковке. Индикаторы широко используются в лучевой стерилизации лекарственных препаратов и медицинского инструментария и обеспечивают контроль качества облучения и надежное разделение облученной и необлученной продукции.

Рассмотренные системы не исчерпывают все разработки, используемые в СССР как средства измерения поглощенных доз в технологическом диапазоне. Они отражают лишь многообразие требований и специфических особенностей радиационной технологии, что и привело к появлению столь широкого ассортимента дозиметров, находящихся применение в тех или иных радиационно-промышленных процессах.

Химические дозиметры, предназначенные для измерения интенсивных потоков ионизирующих излучений, градуируются с помощью калориметра, поглотитель которого выполнен из того же (или близкого по

составу) материала, что и дозиметр.

Метрологическое исследование параметров дозиметрической системы (влияние мощности дозы, энергии излучения, температуры, среды) производится в условиях электронного равновесия при тщательном контроле условий облучения.

При действии фотонов средних энергий (0,3-3 Мэв) доза в интересующем нас материале находится по формуле:

$$D_m = \frac{(\mu/\rho)_m}{(\mu/\rho)_f} D_f \quad , \text{ где}$$

$\frac{(\mu/\rho)_m}{(\mu/\rho)_f}$ - отношение массовых коэффициентов поглощения энергии излучения в материале и поглотителе калориметра;

D_f - поглощенная в дозиметрической системе доза облучения.

В случае облучения электронами, когда дозиметрия производится тонкопленочными дозиметрами, доза внутри облучаемого материала определяется из соотношения

$$D_m \cong \frac{1}{\bar{S}_{fm}} D_f \quad , \text{ где}$$

\bar{S}_{fm} - усредненное отношение массовых тормозных способностей пленочного дозиметра к материалу, которое несколько меняется в зависимости от спектра электронов.

Для получения корректных результатов каждую партию дозиметров (включая и ферросульфатный дозиметр) необходимо предварительно градуировать точным абсолютным методом, погрешность которого не превышает 1-2% (2σ), и в процессе использования дозиметров производить их периодическую аттестацию.

Использование аттестованных на образцовой или эталонной аппаратуре дозиметров обеспечит единообразие измерений на радиационных установках разного типа.

Л И Т Е Р А Т У Р А

- I. Мощная радиационная техника, под ред. С.Джефферсона, М. Атомиздат (1967).
2. Брегер А.Х. и др. Основы радиационно-химического аппаратостроения, М., Атомиздат (1967).
3. Мухачев Б.В., Рудакова Г.М., Самойлов П.С., в сб. Дозиметрия интенсивных потоков ионизирующих излучений, Ташкент, изд. Фан, (1969) 134.
4. Мухачев Б.В., Пушкарев А.В., Самойлов П.С., в сб. Ядерное приборостроение, М., Атомиздат (1972) 63.
5. ASTM D-1671-63.
6. Radiation Dosimetry: X Rays and Gamma Rays with Maximum Photon Energies Between 0,6 and 50 MeV. ICRU Report 14, 1969.
7. I.V.Davies, Ph.D and I.Zaw, Phys Med Biol. 1963, vol 8, N 1, 91-96.
8. N.W.Helm and Z.P.Zagorsni, Aqueous chemical dosimetry, Poland, 19, 85-95.
9. K.Scharf, Phys. Med. Biol., 1971, vol.16, N 1, 77-86.
10. R.K.Broszkiewier and Z.Bulhak, Phys Med. Biol. 1970, vol 15, N 3, 549-556.
11. Кулупина Н.В., Бакушенко О.И., Мегедь С.К., Кабакчи А.М. - в сб. Дозиметрия интенсивных потоков ионизирующих излучений, Ташкент, изд. ФАН, (1969) 9.
12. Абляев Ш.А., Генералова В.В., Стародубцев С.В. Атомная энергия, 8, вып.3 (19) 264.
13. Генералова В.В., Кишиневская М.Б., Вайншток Б.А. Атомная энергия, 26, вып. I, (1969) 31.
14. R.D.Russel, Int J of Appl Rad. and Isotopes, 1970, vol 21, 143-146.

15. Бургановская Г.В., Гвоздев В.Г., Хованович А.И. Атомная энергия, 21, (1966) 38.
16. Андреева Н.З., Добрецова И.Н., Орлов Н.Ф., Трофимов В.М. - в сб. Радиационная дозиметрия и спектрометрия ионизирующих излучений, Ташкент, изд. ФАН (1970) 96.
17. Генералова В.В., Кишиневская М.Б. Атомная энергия, 27, вып.6 (1969).
18. Сазонова Е.В. - в сб. Радиационная дозиметрия и спектрометрия ионизирующих излучений, Ташкент, изд. ФАН (1970) 183.
19. Кабакчи А.М. и др. Химическая дозиметрия ионизирующих излучений, Киев, изд. АН УССР (1963).
20. Генералова В.В., Ленченко В.М., Стародубцев С.В. в сб. "Дозиметрия больших доз", Ташкент, изд. ФАН (1966) 6.
21. Абдукадырова И.Х., Генералова В.В., Стародубцев С.В. - Известия АН УзССР, серия ф-м наук, № 1 (1966) 62.
22. Блаунштейн И.М., Генералова В.В., Мушинов В.А., Раимбаев С.А., Стародубцев С.В. Известия АН УзССР, серия ф-м наук, № 3 (1968), 40.
23. Шварц К.К., Грант Э.А., Межо Т.К., Грубе М.М. Термолюминесцентная дозиметрия, Рига, изд. "Зинтани" (1968).
24. IV Всесоюзное совещание по дозиметрии интенсивных потоков ионизирующих излучений. Тезисы докладов, Москва, 1971.
25. Радиационная дозиметрия и спектрометрия ионизирующих излучений, сб. статей под ред. Генераловой В.В. и Блаунштейн И.М., Ташкент, изд. ФАН (1970).
26. Гринев М.П., Грамматикати В.С., Литвинова Т.Г., Михайлов Л.М. - Тезисы докладов IV Всесоюзного совещания по дозиметрии интенсивных потоков ионизирующих излучений, Москва, (1971) 65.
27. Вайншток Б.А., Генералова В.В., Гурский М.Н. Тезисы докладов IV Всесоюзного совещания по дозиметрии интенсивных потоков ионизирующих излучений. Москва (1971) 71.