

## 5.5. Кристаллические и калориметрические методы дозиметрии

**Полупроводниковые дозиметрические детекторы.** Применение полупроводников в качестве дозиметрических детекторов основано на их способности регистрировать ионизирующие частицы. В природе имеется огромное количество соединений, минералов и чистых элементов, которые относятся к классу полупроводников, но лишь немногие из них нашли применение для регистрации ионизирующих излучений.

Общим признаком полупроводников является величина их электропроводности, которая занимает промежуточное место между электропроводностью диэлектриков и проводников. Диапазон значений удельной электропроводности полупроводников лежит в пределах  $10^4$ – $10^{10}$  Ом·см<sup>-1</sup>, в то время как к диэлектрикам относят вещества с удельной электропроводностью менее  $10^{-14}$  Ом·см<sup>-1</sup>, металлы (проводники) имеют удельную электропроводность в пределах  $10^6$ – $10^5$  Ом·см<sup>-1</sup>. С точки зрения зонной теории полупроводниковыми свойствами обладают такие вещества, ширина запрещенной зоны которых не превышает 2–3 эВ. У диэлектриков запрещенная зона значительно шире, у металлов она практически отсутствует.

Полупроводник в качестве счетчика элементарных частиц выступает как аналог ионизационной камеры, но в основе работы счетчика лежит ионизация атомов твердого тела. Однако по сравнению с газовыми ионизационными детекторами полупроводниковые счетчики имеют особенности, которые определяют их преимущества и недостатки и возможность использования для дозиметрии.

Результатом ионизации в полупроводнике является появление свободных электронов в зоне проводимости и дырок в валентной зоне. Ширина запрещенной зоны не превосходит нескольких электронвольт, поэтому и энергия, необходимая для образования пары электрон–дырка, является величиной того же порядка. Это одна из особенностей, отличающих их от газовых ионизационных камер, где средняя энергия образования одной пары ионов составляет десятки электронвольт (для воздуха 34 эВ). Таким образом, в расчете на одинаковую поглощенную энергию в полупроводниковом детекторе образуется примерно на порядок больше носителей электрических зарядов, чем в чувствительном объеме ионизационной камеры. Плотность вещества полупроводникового детектора на несколько порядков ( $\sim 10^3$ ) выше плотности газа в обычной ионизационной камере, поэтому и величина поглощенной энергии (в расчете на одинаковую плотность потока излучения) в полупроводниковом детекторе на несколько порядков больше, чем в газовом.

Таким образом, в одном и том же поле излучения ионизационный эффект в полупроводниковом детекторе будет на несколько порядков выше, чем в ионизационной камере. Это определяет их главное преимущество: **высокая чувствительность при малых размерах.**

Другой важной особенностью полупроводниковых детекторов по сравнению с газовыми является высокая подвижность носителей заряда. Например, в кремнии при комнатной температуре подвижность отрицательных носителей (электронов) равна  $1300$  см<sup>2</sup>/(В·с), а положительных (дырок) –  $500$  см<sup>2</sup>/(В·с). Для сравнения напомним, что подвижность ионов в воздухе при нормальных условиях порядка  $1$  см<sup>2</sup>/(В·с). Высокая подвижность носителей зарядов определяет малое время собирания электрических зарядов на электроды и, как следствие, большую разрешающую способность детектора при счетно-импульсном режиме работы (временное разрешение).

Малое время собирания существенно снижает вероятность рекомбинации положительных и отрицательных зарядов. В расчете на одинаковую напряженность электрического поля эффект рекомбинации в полупроводниковом детекторе пренебрежимо мал по сравнению с газовыми камерами. Кроме того, большая подвижность носителей зарядов при прочих равных условиях обеспечивает больший

ионизационный ток. В расчете на одинаковый ионизационный эффект полупроводниковый детектор требует на несколько порядков меньшего электрического напряжения, чем газовый. В этом еще одно преимущество полупроводников.

Сравнительно малая ширина запрещенной зоны делает возможным появление свободных электрических зарядов в результате флуктуации энергии теплового движения. Это приводит к тому, что сравнительно высокая «фоновая» проводимость полупроводника существенно зависит от температуры. Здесь мы имеем дело с одной из наиболее серьезных трудностей при использовании полупроводников в качестве дозиметрических детекторов. Высокий темновой ток делает в некоторых случаях просто невозможным применение полупроводников в качестве детекторов.

Преимущества полупроводниковых детекторов, связанные с высокой чувствительностью, малыми габаритами, низким внешним напряжением, частично компенсируются сравнительно сложной технологией изготовления, необходимостью иметь предельно чистые исходные материалы, фоновыми явлениями, зависимостью от условий среды. Их преимущества в полной мере очевидны, когда они выступают в качестве счетчиков и спектрометрических детекторов.

Использование полупроводниковых детекторов собственно в дозиметрии для измерения экспозиционной и поглощенной доз ограничено заметной зависимостью дозовой чувствительности от энергии излучения. Несмотря на аналогию с ионизационной камерой по механизму действия, в дозиметрическом отношении полупроводниковые детекторы, скорее, похожи на сцинтилляционные детекторы в счетчиковом режиме. Теоретический анализ зависимости измеряемого сигнала от поглощенной энергии не дает простого и надежного способа компенсации энергетической зависимости чувствительности. Тем не менее малые габариты, возможность создания практически точечных дозиметров с малым напряжением питания делают полупроводниковые детекторы незаменимыми в клинической дозиметрии и радиобиологических исследованиях, где возникает необходимость внутриволостных измерений.

Принципиальным недостатком полупроводниковых дозиметров является неопределенность в величине чувствительного объема. В уже изготовленном дозиметре можно измерить чувствительный объем, однако, во-первых, этот объем зависит от условий эксплуатации (например, от смещения) и, во-вторых, практически невозможно изготовить дозиметр с точно заданными размерами чувствительной области. Это затрудняет, по крайней мере на сегодняшний день, возможность применения полупроводниковых дозиметров в качестве метрологических установок для абсолютных измерений дозы. Они могут выступать лишь как вторичные приборы, требующие градуировки.

Зависимость размера чувствительной области от обратного смещения открывает возможности изменять чувствительность дозиметра к различным видам излучения путем простого изменения напряжения. Эта особенность была использована для создания прибора, предназначенного для измерения дозы в смешанных полях излучения.

Полупроводниковые дозиметры пока еще не нашли широкого применения в качестве массовых приборов дозиметрического контроля. Определенную роль в этом играет и сравнительно высокая их стоимость.

Полупроводниковый детектор с  $n$ -переходом в счетчиковом режиме аналогичен импульсной ионизационной камере. Есть, однако, две существенные разницы. Во-первых, число носителей заряда, образованных ионизирующей частицей в веществе полупроводника, может оказаться сравнимым с флуктуациями числа свободных носителей, обычно присутствующих в чувствительном объеме; возникает проблема шумов (собственного фона), которая практически отсутствует при работе с обычными ионизационными камерами. Во-вторых, чувствительная область детектора, как правило, не распространяется на весь объем полупроводника. Когда ионизирующая частица проходит через чувствительную область перехода, то вновь образованные носители заряда

уносятся электрическим полем на электроды за время, исчисляемое долями микросекунд.

Чтобы быть зарегистрированной, ионизирующая частица не обязательно должна создавать заряды непосредственно в чувствительном объеме. Дополнительные носители зарядов, созданные в пределах диффузионной длины от чувствительного слоя, могут в результате диффузии попасть в обедненную зону и создать ионизационный импульс. Время, которое для этого требуется, составляет несколько миллисекунд. Фактическая возможность регистрации частиц, не попавших в чувствительную область, определяется постоянной времени системы. Постоянная времени выбирается из оптимальных условий по отношению к эффекту фона и обычно находится в пределах 0,1-1 мкс, что значительно меньше времени диффузии; в этом случае на электроды собираются преимущественно заряды, непосредственно образованные в чувствительном слое.

При облучении полупроводника фотонами вторичные электроны будут создаваться во всем объеме детектора. При пересечении чувствительной области возникают электрические импульсы, которые могут быть зарегистрированы либо с учетом, либо без учета их амплитуды. Амплитуда импульса пропорциональна числу зарядов в чувствительном слое.

**Сцинтилляционный метод дозиметрии фотонного излучения.** Принципиальная схема сцинтилляционного дозиметра показана на рисунке 56. Излучение, взаимодействуя с веществом сцинтиллятора, образует в нем электроны, которые, поглощаясь в сцинтилляторе, создают вспышки света. Свет через светопровод направляется на фотокатод фотоэлектронного умножителя (ФЭУ).

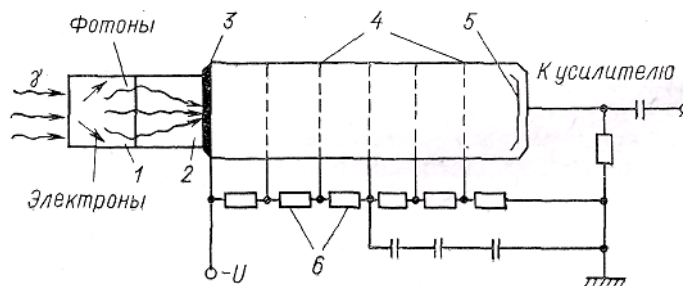


Рис. 56. Принципиальная схема сцинтилляционного дозиметра. 1 – сцинтиллятор; 2 – светопровод; 3 – фотокатод; 4 – диноды; 5 – анод ФЭУ; 6 – делитель напряжения.

Из фотокатода выбиваются фотоэлектроны, и усиленный электронный ток попадает на анод. Каждому электрону, поглощенному в сцинтилляторе, соответствует импульс тока в анодной цепи ФЭУ, следовательно, измерению может подлежать как среднее значение анодного тока, так и число импульсов тока в единицу времени. В соответствии с этим различают **токовый и счетчиковый режимы сцинтилляционного дозиметра.**

Для целей дозиметрии необходимо установить связь между анодным током (токовый режим) или скоростью счета (счетчиковый режим) и мощностью экспозиционной дозы. Существует определенная аналогия между сцинтилляционными и ионизационными методами дозиметрии: в обоих случаях можно различать токовый и счетчиковый режимы. Как и в ионизационном дозиметре, ток в сцинтилляционном дозиметре определяет поглощенную энергию излучения, а скорость счета – плотность потока фотонов,

Различный механизм высвечивания органических и неорганических сцинтилляторов определяет различие их основных характеристик: **конверсионной эффективности, зависимости конверсионной эффективности от энергии заряженных частиц, спектрального состава и длительности сцинтилляций;** для дозиметрии также важен **эффективный атомный номер вещества сцинтиллятора.**

**Конверсионная эффективность определяет ту часть потерянной, в**

**сцинтилляторе заряженной частицей энергии, которая преобразуется в энергию световых фотонов.** Если в сцинтилляторе в единицу времени поглощается энергия электронов  $E_{\phi}$  и испускаются фотоны с общей энергией  $E_{\nu}$ , то конверсионная эффективность  $\eta$  равна:

$$\eta = E_{\phi} / \Delta E_{\nu}$$

Не все фотоны, возникающие в сцинтилляционном процессе, достигают фотокатода умножителя. Взаимодействие фотонов с веществом сцинтиллятора приводит к уменьшению их числа и изменению их средней энергии. Выход фотоэлектронов с фотокатода существенно зависит от спектрального состава света, поэтому всегда желательно, чтобы спектр сцинтилляционных фотонов соответствовал максимуму спектральной чувствительности фотокатода. Экспериментально полученные значения выхода фотоэлектронов на один испущенный сцинтиллятором световой фотон 0,025–0,05. Эти значения, включающие в себя потери света в сцинтилляторе, получены при соответствии спектра сцинтилляций чувствительности фотокатода.

Конверсионная эффективность в общем случае зависит от вида и энергии заряженных частиц и типа сцинтиллятора. Существенное значение имеет не только абсолютная величина конверсионной эффективности, но и зависимость ее от энергии частиц при прочих равных условиях. Постоянство конверсионной эффективности означает наличие простой пропорциональности между энергией, поглощенной в сцинтилляторе, и выходом фотоэлектронов. Конверсионная эффективность неорганических сцинтилляторов при облучении электронами может считаться практически постоянной для электронов с энергией выше 1 кэВ. Для органических сцинтилляторов имеются разноречивые данные; во всяком случае, зависимость конверсионной эффективности органических сцинтилляторов от энергии заряженных частиц более сильная, чем у неорганических сцинтилляторов; при облучении электронами конверсионная эффективность возрастает с увеличением энергии, стремясь к постоянной величине (для антрацена). Для электронов с энергией выше 100 кэВ конверсионную эффективность органических сцинтилляторов можно считать независимой от энергии частиц. Для частиц более низких энергий точные данные отсутствуют.

По световыходу и постоянству конверсионной эффективности неорганические сцинтилляторы имеют преимущество перед органическими. Однако в дозиметрии важную роль играет эффективный атомный номер вещества сцинтиллятора, и с точки зрения воздухо-эквивалентности преимущества остаются за органическими сцинтилляторами.

Эффективный атомный номер вычислен по фотоэффекту. Световой выход приводится относительно антрацена на основе экспериментальных данных. Световой выход сцинтилляторов приближенно может считаться пропорциональным конверсионной эффективности. Эксперименты по определению конверсионной эффективности антрацена дают значения в пределах от 3 до 10%.

**Калориметрический метод дозиметрии.** При сообщении термоизолированному телу теплоты ( $\Delta Q$ ) его температура ( $T$ ) увеличится на некоторую величину  $\Delta T$ :

$$\Delta Q = c \cdot m \cdot \Delta T,$$

где  $m$  – масса вещества калориметрического детектора,  $c$  – его удельная теплоёмкость.

При поглощении ионизирующего излучения вся энергия в конечном счёте превращается в тепло. Учитывая энергетический эквивалент рентгена, равный  $8,8 \cdot 10^{-6}$  Дж на 1г воздуха при нормальных условиях, получим для энергии  $\Delta E_z$ , поглощённая энергия за время  $t$  будет равна:

$$\Delta E_z t = 8,8 \cdot 10^{-6} \cdot S \frac{v_z}{V_{me}} \frac{1 - e^{-\tau_z h}}{\tau_z} P_{эксн} t,$$

где,  $S$  – сечение и  $h$  – высота цилиндрического калориметрического детектора, масса которого равна  $m = \rho_z \cdot S \cdot h$ ;  $\rho_z$  – плотность вещества детектора,  $\tau_z$  – линейный коэффициент ослабления излучения в веществе детектора,  $v_z$  – линейный коэффициент передачи

энергии излучения веществу калориметрического детектора,  $\nu_{\text{мв}}$  – массовый коэффициент передачи энергии излучения в воздухе,  $\nu_{\text{мв}} = \nu_{\text{в}} / \rho$ .

Из этого выражения, учитывая, что  $\Delta E_z t = \Delta Q$  и  $P_{\text{эксн}} t = D_{\text{эксн}}$ , получаем соотношение между  $\Delta T$  и  $D_{\text{эксн}}$ :

$$\Delta T = \text{const} \frac{1}{c} \frac{\nu_{\text{мз}}}{\nu_{\text{мв}}} \frac{1 - e^{-\tau_z h}}{\tau_z h} D_{\text{эксн}},$$

в котором  $\nu_{\text{мз}} = \nu_z / \rho_z$ .

При взаимодействии ионизирующих излучений с веществом вся поглощенная энергия в конечном счете преобразуется в тепло (при отсутствии необратимых химических реакций).

Необходимость измерять чрезвычайно малые изменения температуры, а также другие экспериментальные трудности ограничивают применение теплового метода лабораторными условиями, преимущественно для исследовательских целей. Тем не менее тепловой метод является единственным прямым абсолютным методом дозиметрии, так как он основан на непосредственном измерении поглощенной энергии в отличие от других методов, в которых измеряется косвенный эффект (ионизация, химическое разложение и т. п.).

Тепловым методом измеряются и уточняются основные константы других методов дозиметрии, например средняя энергия ионообразования, радиационно-химический выход и т. п.

Важная область применения теплового метода – прямое измерение плотности потока энергии излучения. Если вся энергия падающего излучения преобразуется в тепло в некоторой массе поглотителя, то количество воспринятой теплоты является непосредственной мерой плотности потока энергии. Практически полное поглощение можно осуществить лишь для рентгеновского и корпускулярного излучений низкой энергии. При отсутствии полного поглощения необходимо вводить поправку на ту часть энергии излучения, которая унесена за пределы поглотителя.

Тепловой метод применяют также для целей радиометрии: количество тепла, соответствующее полному поглощению излучения от радиоактивного препарата, пропорционально активности препарата.

Принципиальное устройство калориметрической системы показано на рис. 57. Поглотитель **5** на подвесках **4** помещен в термостат **2**. Излучение, проходящее через диафрагму **1**, поглощается в поглотителе и нагревает его. Обычно измеряется разность температур между поглотителем и оболочкой **3**. В калориметрах может быть несколько оболочек с заданными температурными режимами. Калориметр, имеющий только один поглотитель, называется одиночным.

Во всех случаях желательно обеспечить минимальную передачу тепла от поглотителя в окружающую среду. Передача тепла осуществляется тремя процессами: излучением, конвекцией и теплопроводностью.

Передача тепла через излучение зависит от материала и температуры тела, характера и площади поверхности. Эффективными средствами снижения тепловых потерь через излучение являются серебрение поверхности и установка тонких экранов между поглотителем и оболочкой калориметра.

Потери тепла вследствие конвекции устраняются созданием достаточного вакуума в камере калориметра.

Наиболее существенна потеря тепла теплопроводностью. Основными проводниками тепла являются крепления поглотителя.

Обычно в поглотителе монтируются нагревательная катушка и электрические измерители температуры (термопары, термисторы), что приводит к дополнительной потере тепла через соединительные провода. В целях уменьшения потерь тепла крепления

поглотителя должны быть выполнены из материала с плохой теплопроводностью

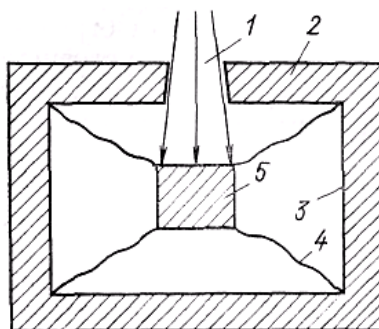


Рис.57. Устройство калориметрической системы.

При небольшом изменении температуры коэффициент теплопередачи сохраняет постоянное значение.

В зависимости от температурного режима оболочки различают изотермический и адиабатический калориметры. В изотермических калориметрах температура оболочки поддерживается все время постоянной. Между поглотителем и оболочкой существует заметный теплообмен, поправку на который нужно определять в каждом конкретном случае.

В адиабатическом калориметре температура оболочки с помощью регулирующих устройств поддерживается равной температуре поглотителя. При адиабатическом режиме теплообмен между поглотителем и оболочкой значительно ниже, чем при изотермическом.

Помимо измерения разности температур количество тепла в калориметре можно определять по изменению объема поглотителя. Увеличение температуры тела приводит к увеличению его объема

В некоторых типах калориметров в качестве поглотителя используют жидкий азот. Количество выделенного газа служит мерой поглощенной энергии.