

ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ  
Государственное образовательное учреждение высшего профессионального образования  
«ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»

---

**В.Н. Забаев**

**ПРИМЕНЕНИЕ УСКОРИТЕЛЕЙ  
В НАУКЕ И ПРОМЫШЛЕННОСТИ**

*Рекомендовано в качестве учебного пособия  
Редакционно-издательским советом  
Томского политехнического университета*

Издательство  
Томского политехнического университета  
2008

УДК 539.1.07(075.8)

**Забаев В.Н.**

Применение ускорителей в науке и промышленности: учебное пособие / В.Н. Забаев. – Томск: Изд-во ТПУ, 2008. – 195 с.

Настоящее учебное пособие написано на основе курса лекций, подготовленных автором для обучения магистрантов по направлению «ФИЗИКА» и может быть полезно студентам, магистрантам и аспирантам физических специальностей. В пособии приведены принципы работы ускорителей заряженных частиц различных типов, предназначенных, как для высоких, так и для средних и низких энергий. Сформулированы требования к их пучкам для различных применений. Рассмотрены вопросы прикладного использования пучков ионизирующего излучения в наиболее важных областях народного хозяйства и медицине.

**УДК 539.1.07(075.8)**

*Рецензенты*

Доктор технических наук, ведущий научный сотрудник  
НИИ Онкологии Томского научного центра СО РАМН

*В.А. Лисин*

Доктор физико-математических наук, профессор ФТФ ТПУ

*Ю.Н. Адищев*

© ГОУ ВПО «Национальный исследовательский  
Томский политехнический университет», 2008

© Забаев В.Н., 2008

© Оформление. Издательство Томского  
политехнического университета, 2008

## ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ .....	5
ГЛАВА 1. ОСНОВНЫЕ ТИПЫ УСКОРИТЕЛЕЙ ЗАРЯЖЕННЫХ ЧАСТИЦ .....	6
1.1. Электростатический метод ускорения .....	7
1.2. Линейные ускорители .....	8
1.3. Циклические ускорители .....	10
1.4. Ускорители на высокие энергии .....	17
1.5. Ускорители со встречными пучками .....	19
1.6. Новые технологии .....	21
1.7. Рентгеновские трубки .....	24
Список литературы .....	28
ГЛАВА 2. ПУЧКИ ЧАСТИЦ .....	29
2.1. Первичное излучение ускорителей .....	29
2.2. Вторичное излучение ускорителей .....	37
2.3. Синхротронное излучение .....	46
2.4. Дозиметрия пучков первичного и вторичного излучений .....	51
Список литературы .....	53
ГЛАВА 3. ЯДЕРНО-ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ АНАЛИЗА .....	54
3.1. Радиоактивационный анализ .....	54
3.2. Рентгеновский эмиссионный анализ .....	62
Список литературы .....	66
ГЛАВА 4. ПОЛУЧЕНИЕ РАДИОИЗОТОПОВ .....	67
4.1. Использование радионуклидов и радиофармпрепаратов в медицине .....	67
4.2. Томский циклотрон для производства РФП .....	74
4.3. Получение РФП на ядерном реакторе НИИ ЯФ ТПУ .....	79
Список литературы .....	82
ГЛАВА 5. ЭФФЕКТЫ ОБЛУЧЕНИЯ В ТВЕРДЫХ ТЕЛАХ .....	84
5.1. Радиационные методы обработки материалов и изделий .....	84
5.2. Ионная имплантация .....	85
5.3. Легирование кремния на канале ядерного реактора НИИ ЯФ ТПУ .....	92
5.4. Электронная сварка .....	93
Список литературы .....	96
ГЛАВА 6. НЕРАЗРУШАЮЩИЙ КОНТРОЛЬ .....	97
6.1. Системы радиационного неразрушающего контроля .....	97
6.2. Радиационная интроскопия .....	98
6.3. Микродозная система рентгеновского контроля (СРК) «СиСкан» .....	107
6.4. Высокоэнергетическая радиография .....	112
Список литературы .....	116
ГЛАВА 7. РАДИАЦИОННО-ХИМИЧЕСКИЕ И РАДИАЦИОННО-БИОЛОГИЧЕСКИЕ ПРОЦЕССЫ .....	117
7.1. Химическое действие ионизирующего излучения. Примеры использования радиохимических процессов .....	117

7.2. Облучение биологических объектов. Примеры использования радиобиологических процессов .....	122
7.3. Обработка отходов .....	129
Список литературы .....	130
<b>ГЛАВА 8. ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ .....</b>	<b>132</b>
8.1. Дозиметрические единицы в лучевой терапии .....	132
8.2. Методы лучевой терапии .....	134
8.3. Тормозное излучение в ЛТ .....	135
8.4. Облучение заряженными частицами .....	138
8.5. Облучение нейтронами .....	141
Список литературы .....	145
<b>ГЛАВА 9. ЛУЧЕВАЯ МЕДИЦИНСКАЯ ДИАГНОСТИКА .....</b>	<b>146</b>
9.1. Методы лучевой медицинской диагностики .....	146
9.2. Рентгеновская томография .....	147
9.3. ЯМР-томография .....	148
9.4. Эмиссионная томография .....	150
9.5. Цифровые рентгенографические системы .....	154
9.6. Примеры цифровых рентгенографических систем .....	156
9.7. Диагностика туберкулёза и ангиография .....	159
Список литературы .....	164
<b>ГЛАВА 10. ПОЛУЧЕНИЕ МЕМБРАН С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПУЧКОВ ИОНОВ ЦИКЛОТРОНА НИИ ЯФ ТПУ (Материал представлен В.В. Сохоревой) .....</b>	<b>165</b>
10.1. Технология получения трековых мембран .....	166
10.2. Особенности получения трековых мембран на циклотроне Р-7М (У-120). .....	170
10.3. Применение мембран «ТОМТРЕК» .....	173
10.4. Применение трековой мембраны в качестве шаблона .....	174
Список литературы .....	175
<b>ГЛАВА 11. ЛИТОГРАФИЯ ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ НА ПУЧКАХ СИНХРОТРОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ (Материал представлен Н.А. Тимченко) .....</b>	<b>176</b>
11.1. Преимущества синхротронного излучения .....	179
11.2. Резисты для рентгеновской литографии .....	182
11.3. Рентгеновские шаблоны .....	184
11.4. Экспонирование полупроводниковых пластин на каналах синхротронного излучения .....	186
Список литературы .....	193

## ВВЕДЕНИЕ

Первые наиболее простые ускорители заряженных частиц были разработаны в конце двадцатых – начале тридцатых годов для проведения фундаментальных исследований в области атомной и ядерной физики. Затем увеличение энергии ускорения позволило продвинуть фронт исследований в область физики элементарных частиц. С тех пор энергия ускоренных частиц увеличивалась на порядок примерно каждые десять лет, позволяя всё дальше заглядывать в глубины строения вещества.

С ростом энергии в геометрической прогрессии росли размеры ускорителей и расходы на их строительство и эксплуатацию. В настоящее время затраты на строительство ускорителей на сверхвысокие энергии под силу только объединению из нескольких высокоразвитых стран, например, таких как Большой Адронный Коллайдер (ЛНС) в ЦЕРНе.

Параллельно с ускорителями на высокие и сверхвысокие энергии, предназначенными для фундаментальных научных исследований, разрабатывались разнообразные типы ускорителей на средние и малые энергии для прикладных целей. К этим ускорителям предъявляется ряд специфических требований. Прежде всего, это экономичность, простота в обслуживании, надёжность, безопасность. Сейчас можно наблюдать во многих странах стремительный рост числа подобных установок для использования в промышленности, медицине, сельском хозяйстве, таможенном контроле, экологическом мониторинге и т. д. Сфера применения ускорителей настолько велика и перспективна, что можно говорить о наступлении в XXI веке «Эры радиационных (лучевых) технологий». Практика показывает, что радиационные технологии чрезвычайно эффективны, быстро окупаются и, как правило, экологически безопасны.

Очевидно, что для грамотной эксплуатации растущего парка ускорителей необходимо готовить специалистов широкого профиля, обладающих не только стандартным набором знаний из области ядерной физики, ускорительной техники, радиационной безопасности, но и располагающими необходимыми сведениями об особенностях использования радиационных технологий в различных областях. Однако наряду с достаточным количеством публикаций, детально рассматривающих отдельные области применения ускорителей, ощущается дефицит изданий, в которых был бы представлен более полный спектр применений излучательных установок в промышленности, медицине и т. д. Данное учебное пособие предназначено для подготовки инженеров и магистров, занимающихся практическим применением ускорителей, а также будет полезно студентам старших курсов инженерно-физических факультетов.

## ГЛАВА 1. ОСНОВНЫЕ ТИПЫ УСКОРИТЕЛЕЙ ЗАРЯЖЕННЫХ ЧАСТИЦ

Ускорители частиц – это установки, в которых с помощью электрических и магнитных полей получают направленные пучки электронов, протонов, ионов и других заряженных частиц с энергией, значительно превышающей тепловую. В процессе ускорения повышаются скорости частиц, причем нередко до значений, близких к скорости света. В настоящее время большое число малых ускорителей применяется в медицине (радиационная терапия), а также в промышленности (например, для ионной имплантации в полупроводниках). Крупные же ускорители применяются, главным образом, в научных целях – для исследования субъядерных процессов и свойств элементарных частиц.

Согласно квантово-механическим представлениям пучок частиц, как и световой пучок, характеризуется определенной длиной волны. Чем больше энергия частиц, тем меньше эта длина волны. А чем меньше длина волны, тем меньше объекты, которые можно исследовать, но тем больше размеры ускорителей и тем они сложнее. Развитие исследований микромира требовало все большей энергии зондирующего пучка. Первыми источниками излучений высокой энергии служили природные радиоактивные вещества. Но они давали исследователям лишь ограниченный набор частиц, интенсивностей и энергий. В 1930-х годах ученые начали работать над созданием установок, которые могли бы давать более разнообразные пучки. В настоящее время существуют ускорители, позволяющие получать любые виды излучений с высокой энергией. Если, например, требуется рентгеновское или гамма-излучение, то ускорению подвергаются электроны, которые затем испускают фотоны в процессах тормозного или синхротронного излучения. Нейтроны генерируются при бомбардировке подходящей мишени интенсивным пучком протонов или дейтронов.

Энергия ядерных частиц измеряется в электронвольтах (эВ). Электронвольт – это энергия, которую приобретает заряженная частица, несущая один элементарный заряд (заряд электрона), при перемещении в электрическом поле между двумя точками с разностью потенциалов в 1 В.  $1 \text{ эВ} = 1,60219 \cdot 10^{-19} \text{ Дж}$ . Ускорители позволяют получать энергии частиц в диапазоне от тысяч до нескольких триллионов электронвольт – на крупнейших в мире установках.

Для обнаружения в эксперименте редких процессов необходимо повышать отношение сигнала к шуму. Для этого требуются все более интенсивные источники излучения.

В современных ускорителях используются многочисленные и разнообразные виды техники: высокочастотные генераторы, быстродействующая электроника и системы автоматического регулирования, сложные приборы диагностики и управления, сверхвысоковакуумная аппаратура, мощные прецизионные магниты (как «обычные», так и криогенные) и сложные системы юстировки и крепления оборудования.

Основная схема процесса ускорения частиц предусматривает три стадии:

(1) формирование пучка и его инжекция, (2) ускорение пучка и (3) вывод пучка на мишень или осуществление соударения встречных пучков в самом ускорителе.

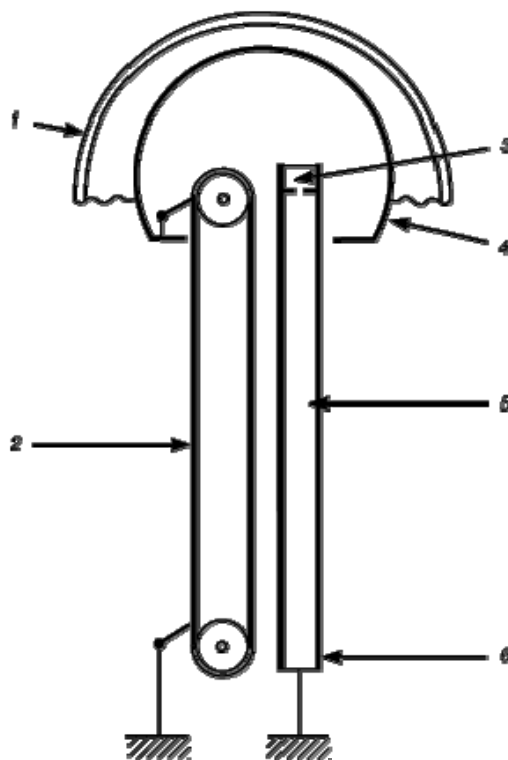
Исходным элементом любого ускорителя служит инжектор, в котором имеется источник направленного потока частиц с низкой энергией (электронов, протонов или других ионов) и высоковольтные электроды и магниты, выводящие пучок из источника и формирующие его. В источниках протонов первых ускорителей газообразный водород пропускаться через область электрического разряда или вблизи раскаленной нити. В таких условиях атомы водорода теряют свои электроны и остаются одни ядра – протоны. Такой метод (и аналогичный с другими газами) в усовершенствованном виде по-прежнему применяется для получения пучков протонов (и тяжелых ионов).

Источник формирует первоначальный пучок частиц, который характеризуется средней начальной энергией, током пучка, его поперечными размерами и средней угловой расходимостью. Показателем качества инжектируемого пучка служит его эмиттанс, т. е. произведение радиуса пучка на его угловую расходимость. Чем меньше эмиттанс, тем выше качество конечного пучка частиц с высокой энергией. По аналогии с оптикой ток частиц, делённый на эмиттанс, называют яркостью пучка. В большинстве приложений от современных ускорителей требуется максимально возможная яркость пучков. Указанные параметры пучков подробно рассматриваются во второй главе.

### 1.1. Электростатический метод ускорения

Пучок формируется в источнике и инжектируется в камер ускорителя, в которой электрическое поле повышает скорость, а следовательно, и энергию частиц. В простейших ускорителях энергия частиц увеличивалась в сильном электростатическом поле, созданном внутри высоковакуумной камеры. Максимальная энергия, которую при этом удавалось достичь, определялась электрической прочностью изоляторов ускорителя. Во многих современных ускорителях в качестве инжекторов еще используются электростатические ускорители электронов и ионов (вплоть до ионов урана) с энергиями от 30 кэВ до 1 МэВ.

Получение высокого напряжения и сегодня остается сложной технической проблемой. Его можно получать, заряжая группу конденсаторов, соединенных параллельно, а затем подключая их последовательно к ускорительным трубам. Таким способом в 1932 Дж. Кокрофт и Э. Уолтон получали напряжения до 1 МВ.



*Рис. 1.1. Генератор ВАН-ДЕ-ГРААФА можно превратить в ускоритель, добавив вакуумную трубку. Заряженные частицы из источника, находящегося внутри сферического высоковольтного электрода, вводятся в трубку и ускоряются в направлении мишени.*

*1 – кожух; 2 – резиновая лента; 3 – источник частиц;  
4 – высоковольтный электрод; 5 – вакуумная трубка; 6 – мишень*

Иной способ получения высокого напряжения был изобретен в 1931 Р. Ван-де-Граафом. В генераторе Ван-де-Граафа (рис. 1.1) лента из диэлектрика переносит электрические заряды от источника напряжения, находящегося под потенциалом земли, к высоковольтному электроду, повышая, тем самым, его потенциал относительно земли. Однокаскадный генератор Ван-де-Граафа позволяет получать напряжения до 10 МВ. На многокаскадных высоковольтных ускорителях были получены протоны с энергиями до 30 МэВ.

Интерес к электростатическим ускорителям (ЭУ) в настоящее время связан с их универсальностью и достаточно большими значениями токов ускоренных частиц (сотни мкА в непрерывном режиме). С помощью ЭУ получена основная масса наиболее точных и тонких результатов в физике низких и средних энергий. Основные достоинства таких ускорителей – возможность плавного изменения энергии пучка ускоренных частиц и малый энергетический разброс в энергии частиц обычно  $< (0,05 \dots 0,1) \%$ .

Если требуется не непрерывный пучок, а короткий импульс частиц, то можно воспользоваться тем, что кратковременно (менее микросекунды) изоляторы способны выдерживать гораздо более высокие напряжения и токи. Импульсные диоды позволяют получать напряжения до 15 МВ на каскад и обеспечивать токи пучка на несколько порядков выше.

Недостаток, характерный для всех высоковольтных ЭУ, заключается в том, что инжектор находится под высоким напряжением. Это несёт опасность для экспериментатора и создаёт трудности при замене инжектора в случае выхода его из строя.

## 1.2. Линейные ускорители

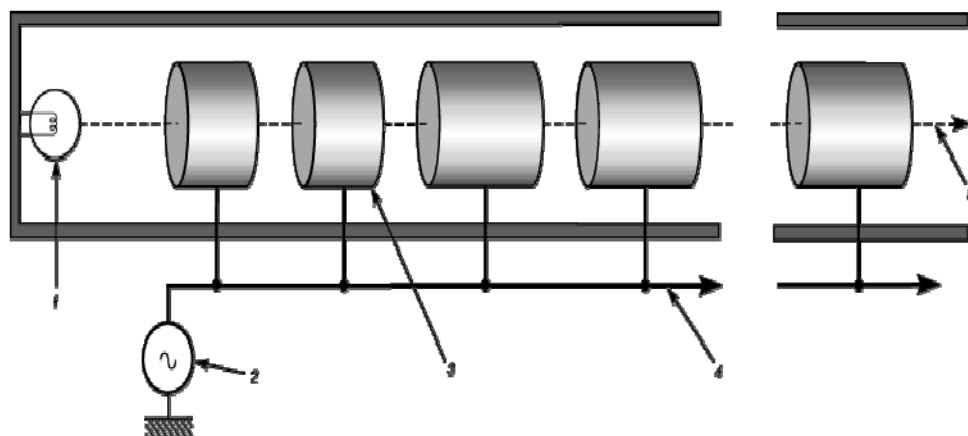
В линейном ускорителе частица в процессе ускорения движется по прямой, так же как и в электростатическом ускорителе. Однако в линейном ускорителе частицы многократно проходят ускоряющие промежутки, и в этом он похож на циклический. Ускорение осуществляется высокочастотным электрическим полем.

В линейных ускорительных системах высокочастотные поля были впервые применены в 1929, когда норвежский инженер Р. Видероз осуществил ускорение ионов в короткой системе связанных высокочастотных резонаторов. Если резонаторы рассчитаны так, что фазовая скорость поля всегда равна скорости частиц, то в процессе своего движения в ускорителе пучок непрерывно ускоряется. Движение частиц в таком случае подобно скольжению серфера на гребне волны. При этом скорости протонов или ионов в процессе ускорения могут сильно увеличиваться. Соответственно этому должна увеличиваться и фазовая скорость волны  $V_{\phi}$ . Электроны могут инжектироваться в ускоритель со скоростью, близкой к скорости света  $c$ , в таком режиме фазовая скорость практически постоянна:  $V_{\phi} = c$ .

Другой подход, позволяющий исключить влияние замедляющей фазы высокочастотного электрического поля, основан на использовании металлической конструкции, экранирующей пучок от поля в этот полупериод. Впервые такой способ был применен Э. Лоуренсом в 1932 г. Его линейный ускоритель представляет собой длинную вакуумную трубу, в которой расположен целый ряд металлических дрейфовых трубок. Каждая трубка последовательно соединена с высокочастотным генератором через длинную линию, вдоль которой со скоростью, близкой к скорости света, бежит волна ускоряющего напряжения (рис. 1.2). Таким образом, все трубки по очереди оказываются под высоким напряжением. Заряженная частица, вылетающая из инжектора в подходящий момент времени, ускоряется в направлении первой трубки, приобретая определенную энергию. Внутри этой трубки частица дрейфует – движется с постоянной скоростью. Если длина трубки правильно подобрана, то она выйдет из нее в тот момент, когда ускоряющее напряжение продвинулось на одну длину волны. При этом напряжение на второй трубке тоже будет ускоряющим и составит сотни тысяч вольт. Такой процесс многократно по-



вторяется, и на каждом этапе частица получает дополнительную энергию. Чтобы движение частиц было синхронно с изменением поля, соответственно увеличению их скорости должна увеличиваться длина трубок. В конце концов скорость частицы достигнет скорости, очень близкой к скорости света, и предельная длина трубок будет постоянной.



*Рис. 1.2. Линейный ускоритель. Длина каждой дрейфовой трубки немного больше, чем предыдущей, и изменяется в пределах от 10 до 20 см, достигая постоянного значения в конце ускорителя, где скорость частиц становится близкой к скорости света.  
1 – источник ионов (инжектор); 2 – ускоряющее напряжение;  
3 – дрейфовая трубка; 4 – длинная линия; 5 – пучок*

Пространственные изменения поля налагают ограничение на временную структуру пучка. Ускоряющее поле изменяется в пределах сгустка частиц любой конечной протяженности. Следовательно, протяженность сгустка частиц должна быть мала по сравнению с длиной волны ускоряющего высокочастотного поля. Иначе частицы будут по-разному ускоряться в пределах сгустка. Слишком большой разброс энергии в пучке не только увеличивает трудности фокусировки пучка из-за наличия хроматической aberrации у магнитных линз, но и ограничивает возможности применения пучка в конкретных задачах. Разброс энергий может также приводить к размытию сгустка частиц пучка в аксиальном направлении.

Рассмотрим движение сгустка нерелятивистских ионов. Продольные электрические силы, обусловленные пространственным зарядом, ускоряют головную часть пучка и замедляют хвостовую. Синхронизируя соответствующим образом движение сгустка с высокочастотным полем, можно добиться большего ускорения хвостовой части сгустка, чем головной. Таким согласованием фаз ускоряющего напряжения и пучка можно осуществить фазировку пучка – скомпенсировать дефазировочное влияние пространственного заряда и разброса по энергии. В результате в некотором интервале значений центральной фазы сгустка наблюдаются центрирование и осцилляции частиц относительно определенной фазы устойчивого движения. Это явление, называемое автофазировкой, чрезвычайно важно для линейных ускорителей ионов и современных циклических ускорителей электронов и ионов. К сожалению, автофазировка достигается ценой снижения коэффициента заполнения ускорителя до значений, намного меньших единицы.

В процессе ускорения практически у всех пучков обнаруживается тенденция к увеличению радиуса по двум причинам: из-за взаимного электростатического отталкивания частиц и из-за разброса поперечных (тепловых) скоростей. Первая тенденция ослабевает с увеличением скорости пучка, поскольку магнитное поле, создаваемое током пучка, сжимает пучок и в случае релятивистских пучков почти компенсирует дефокусирующее влияние пространственного заряда в радиальном направлении. Поэтому

данный эффект весьма важен в случае ускорителей ионов, но почти несуществен для электронных ускорителей, в которых пучок инжектируется с релятивистскими скоростями. Второй эффект, связанный с эмиттансом пучка, важен для всех ускорителей.

Удерживать частицы вблизи оси можно с помощью квадрупольных магнитов. Правда, одиночный квадрупольный магнит, фокусируя частицы в одной из плоскостей, в другой их дефокусирует. Но здесь помогает принцип *сильной или знакопеременной* фокусировки, открытый в 1952 г. Э. Курантом, С. Ливингстоном и Х. Снайдером: система двух квадрупольных магнитов, разделенных пролетным промежутком, с чередованием плоскостей фокусировки и дефокусировки в конечном счете обеспечивает фокусировку во всех плоскостях.

Дрейфовые трубки все еще используются в протонных линейных ускорителях, где энергия пучка увеличивается от нескольких мегаэлектронвольт примерно до 100 МэВ. В первых электронных линейных ускорителях типа ускорителя на 1 ГэВ, сооруженного в Стэнфордском университете (США), тоже использовались дрейфовые трубки постоянной длины, поскольку пучок инжектировался при энергии порядка 1 МэВ. В более современных электронных линейных ускорителях, самым крупным из которых является ускоритель на 50 ГэВ длиной 3,2 км, сооруженный в Стэнфордском центре линейных ускорителей, используется принцип «серфинга электронов» на электромагнитной волне. Это позволяет ускорять пучок с приращением энергии почти на 20 МэВ на одном метре ускоряющей системы. В этом ускорителе высокочастотная мощность на частоте около 3 ГГц генерируется большими электровакуумными приборами – клистродами.

Протонный линейный ускоритель на самую высокую энергию был построен в Лос-Аламосской национальной лаборатории в шт. Нью-Мексико (США) в качестве «мезонной фабрики» для получения интенсивных пучков пионов и мюонов. Его медные резонаторы создают ускоряющее поле порядка 2 МэВ/м, благодаря чему он дает в импульсном пучке до 1 мА протонов с энергией 800 МэВ.

Для ускорения не только протонов, но и тяжелых ионов были разработаны сверхпроводящие высокочастотные системы. Самый большой сверхпроводящий протонный линейный ускоритель служит инжектором ускорителя на встречных пучках ГЕРА в лаборатории Немецкого электронного синхротрона (ДЕЗИ) в Гамбурге (Германия).

В линейных ускорителях отсутствуют потери на излучение и нет ограничений для достижения энергии в десятки гигаэлектронвольт. Максимальную энергию данного ускорителя можно увеличить при добавлении дополнительных ускоряющих секций. Этим очень удобным свойством обладают только линейные ускорители. Используя часть ускорителя, можно получить пучок частиц с энергией ниже максимальной. Однако плавное изменение энергии в этом случае затруднительно.

В настоящее время для прикладных задач широко используются линейные ускорители электронов с энергией до 15 МэВ, работающие в импульсном режиме, с длительностью отдельного импульса порядка миллисекунды, средним ускоренным током до миллиампера. Линейные ускорители электронов можно использовать в качестве источников тормозного излучения или нейтронов.

Протонные линейные ускорители используются в основном в качестве инжекторов протонных синхротронов.

### 1.3. Циклические ускорители

Циклотрон.

Существует весьма элегантный и экономичный способ ускорения пучка путем многократного сообщения ему небольших порций энергии. Для этого с помощью сильного магнитного поля пучок заставляют двигаться по круговой орбите и много раз проходить один и тот же ускоряющий промежуток. Впервые этот способ был реализован в

1930 г. Э. Лоуренсом и С. Ливингстоном в изобретенном ими циклотроне. Как и в линейном ускорителе с дрейфовыми трубками, пучок экранируется от действия электрического поля в тот полупериод, когда оно тормозит частицы. Заряженная частица с массой  $m$  и зарядом  $q$ , движущаяся со скоростью  $V$  в магнитном поле  $H$ , направленном перпендикулярно её скорости, описывает в этом поле окружность радиусом  $R = mV/qH$ . Поскольку ускорение приводит к увеличению скорости  $v$ , возрастает и радиус  $R$ . Таким образом, протоны и тяжелые ионы движутся по раскручивающейся спирали все возрастающего радиуса. При каждом обороте по орбите пучок проходит через зазор между дуантами – высоковольтными полыми D-образными электродами, где на него действует высокочастотное электрическое поле (рис. 1.3). Лоуренс сообразил, что время между прохождениями пучка через зазор в случае нерелятивистских частиц остается постоянным, поскольку возрастание их скорости компенсируется увеличением радиуса. На протяжении той части периода обращения, когда высокочастотное поле имеет неподходящую фазу, пучок находится вне зазора. Частота обращения дается выражением:

$$f = 9 \cdot 10^4 H / (2\pi m_0 c^2), \quad (1.1)$$

где  $f$  – частота переменного напряжения в МГц,  $H$  – напряженность магнитного поля в Тл, а  $m_0 c^2$  – масса частицы в МэВ. Если величина  $H$  постоянна в той области, где происходит ускорение, то частота  $f$ , очевидно, не зависит от радиуса.

Для ускорения ионов до высоких энергий необходимо лишь, чтобы магнитное поле и частота высоковольтного напряжения отвечали условию резонанса: тогда частицы будут дважды за оборот проходить через зазор между дуантами в нужный момент времени. Для ускорения пучка до энергии 50 МэВ при ускоряющем напряжении 10 кэВ потребуется 2500 оборотов. Рабочая частота протонного циклотрона может составлять 20 МГц, так что время ускорения – порядка 1 мс.

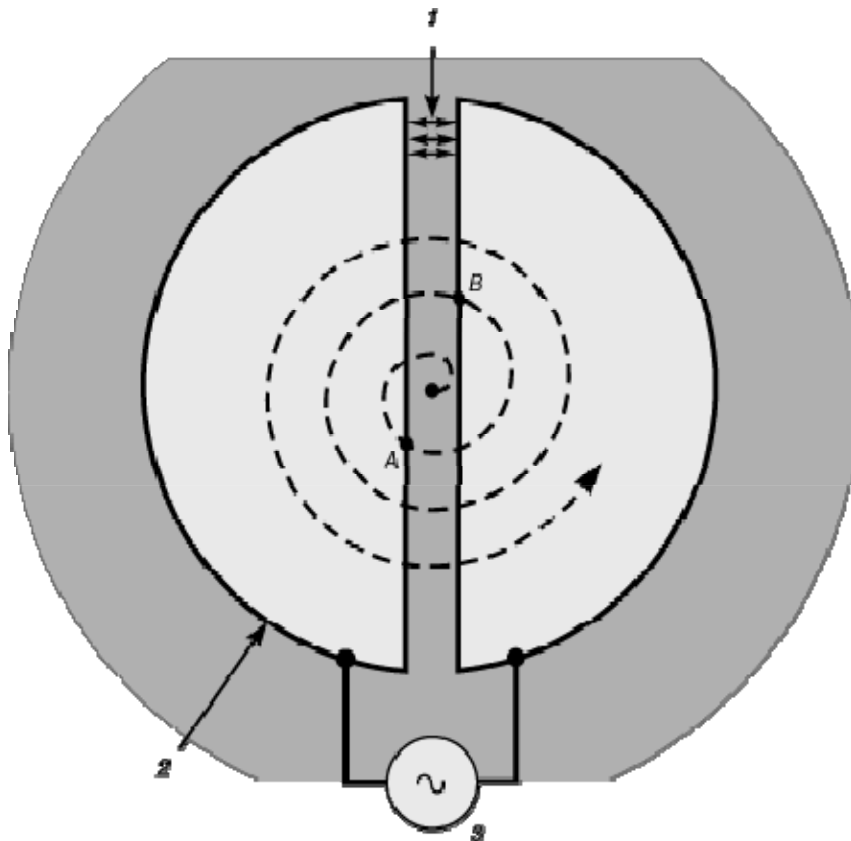
Как и в линейных ускорителях, частицы в процессе ускорения в циклотроне должны фокусироваться в поперечном направлении, иначе все они, кроме инжектированных со скоростями, параллельными полюсным наконечникам магнита, выпадут из цикла ускорения. В циклотроне возможность ускорения частиц с конечным разбросом по углам обеспечивается приданием магнитному полю особой конфигурации, при которой на частицы, выходящие из плоскости орбиты, действуют силы, возвращающие их в эту плоскость.

К сожалению, по требованиям стабильности сгустка ускоряемых частиц фокусирующий компонент магнитного поля должен уменьшаться с увеличением радиуса. А это противоречит условию резонанса и приводит к эффектам, ограничивающим интенсивность пучка. Другой существенный фактор, снижающий возможности простого циклотрона, – релятивистский рост массы как необходимое следствие увеличения скорости частиц  $V$ :

$$m = \frac{m_0}{\sqrt{1 - v^2/c^2}}. \quad (1.2)$$

В случае ускорения протонов синхронизм будет нарушаться из-за релятивистского прироста массы примерно при 10 МэВ. Один из способов поддержания синхронизма – модулировать частоту ускоряющего напряжения так, чтобы она уменьшалась по мере увеличения радиуса орбиты и увеличения скорости частиц. Частота должна изменяться по закону:

$$f = \frac{9 \cdot 10^4}{2\pi} \frac{H}{m_0 c^2} \sqrt{1 - v^2/c^2}. \quad (1.3)$$



*Рис. 1.3. Полюе дуанты циклотрона. Полярность напряжения на дуантах меняется после каждого пол-оборота, так что частицы ускоряются в зазоре, достигнув точки А, затем точки В и т. д. на протяжении большого числа оборотов.  
1 – электрическое поле; 2 – дуант; 3 – ускоряющее напряжение*

Такой синхроциклотрон может ускорять протоны до энергии в несколько сот мегаэлектронвольт. Например, если напряженность магнитного поля равна 2 Тл, то частота должна уменьшаться примерно от 32 МГц в момент инжекции до 19 МГц и менее при достижении частицами энергии 400 МэВ. Такое изменение частоты ускоряющего напряжения должно происходить на протяжении нескольких миллисекунд. После того как частицы достигают высшей энергии и выводятся из ускорителя, частота возвращается к своему исходному значению и в ускоритель вводится новый сгусток частиц.

Но даже при оптимальной конструкции магнита и наилучших характеристиках системы подвода высокочастотной мощности возможности циклотронов ограничиваются практическими соображениями: для удержания на орбите ускоряемых частиц с высокой энергией нужны чрезвычайно большие магниты. Так, масса магнита циклотрона на 600 МэВ, сооруженного в лаборатории ТРИУМФ в Канаде, превышает 2000 т, и он потребляет электроэнергию порядка нескольких мегаватт. Стоимость же сооружения синхроциклотрона примерно пропорциональна кубу радиуса магнита. Поэтому для достижения более высоких энергий при практически приемлемых затратах требуются новые принципы ускорения.

#### Микротрон.

Микротрон – это *циклический резонансный ускоритель для ускорения электронов* до энергий в несколько десятков мегаэлектронвольт. Ускорение осуществляется многократным прохождением электронов через высокочастотный (микроволновый) резонатор, движущихся в постоянном во времени и однородном магнитном поле. По характе-

ристикам ускоряющего напряжения и магнитного поля микротрон аналогичен циклотрону, и поэтому в первоначальном предложении В.И. Векслера был назван *электронным циклотроном*. Имеется существенное различие между этими двумя ускорителями, обусловленное тем, что в циклотроне ускоряются нерелятивистские частицы, в то время как в микротроне – релятивистские.

Принцип действия микротрона иллюстрирует рис. 1.4.

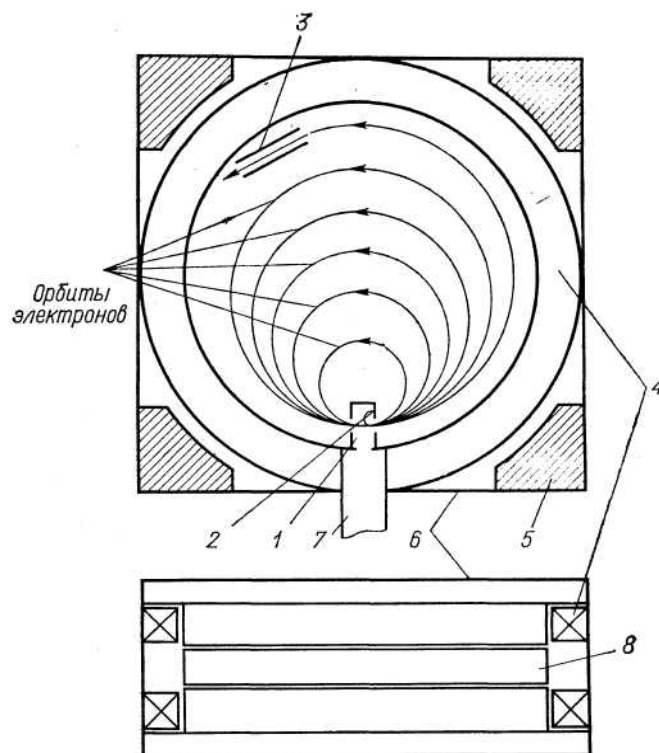


Рис. 1.4. Схема микротрона:

- 1 – резонатор; 2 – источник электронов; 3 – магнитный канал;  
4 – обмотка электромагнита; 5 – стойки обратного магнитопровода;  
6 – электромагнит; 7 – ВЧ-тракт; 8 – вакуумная камера

Здесь показан резонатор (1), где ускоряются частицы, несколько орбит электронов и магнитный канал для вывода (3), который можно заменить мишенью для получения тормозного излучения. Силовые линии однородного магнитного поля перпендикулярны плоскости рисунка. Когда электрон впервые выходит из резонатора, он движется в магнитном поле по окружности наименьшего радиуса, затем попадает в резонатор (1) с тыльной стороны и снова приобретает в нем энергию. Радиус окружности, по которой он движется, растет.

В отличие от циклотрона, где скорость частиц возрастает пропорционально радиусу траектории и период обращения частиц постоянен, здесь положение иное. Можно считать, что электроны, начиная с первого оборота, движутся с почти одинаковой скоростью, приблизительно равной скорости света. Так как длина траектории частиц увеличивается с ростом энергии, то и период обращения частиц увеличивается. Значит, для ускорения необходимо, чтобы время прохождения электроном каждой окружности было кратно периоду генератора. Так, электрон может затратить на прохождение первой окружности время, равное одному периоду генератора, второй – двум периодам, третьей – трем и т. д. Микротрон поэтому называют *ускорителем с кратным резонансом*.

Необходимость выдерживать условие кратного резонанса приводит к определенным особенностям микротрона:

- Во-первых, частота ускоряющего напряжения в микротроне лежит в области СВЧ. Так, большинство современных микротронов питается мощными ВЧ-источниками 10-см диапазона длин волн. Есть микротроны, работающие от источников питания 3-см диапазона.
- Во-вторых, магнитная индукция должна быть небольшой, например, для микротронов 10-см диапазона она составляет около 0,1 Тл.
- В-третьих, необходимый прирост энергии при однократном прохождении резонатора оказывается очень большим – порядка 0,5 МэВ или более.
- И, наконец, кратный резонанс приводит к сокращению области устойчивого фазового движения. Это, с одной стороны, приводит к уменьшению захвата электронов в режим ускорения, а с другой, вследствие небольших значений фазовых колебаний, обеспечивает малый разброс ускоренных электронов по энергии.
- Еще одной специфической особенностью микротрона является применение однородного магнитного поля. Допустимая неоднородность поля по радиусу составляет в различных микротронах от 0,5 до 0,01 %. Таким образом, фокусировка осуществляется исключительно за счет небольшого фокусирующего действия поля ускоряющего резонатора, которое уменьшается с ростом скорости частиц. Поэтому общая длина траектории, количество орбит в микротроне и конечная энергия ограничены (последняя – значениями (20...30) МэВ).

Конструктивно микротрон состоит из электромагнита (4), ускоряющего резонатора (1) с ВЧ-трактом (7), источника электронов (2) и устройства для вывода пучка после ускорения (3). Так как магнитная индукция в рабочем пространстве невелика, сечение обратного магнитопровода (5), замыкающего магнитный поток, значительно меньше поперечного сечения полюсов. Это обеспечивает большую компактность магнитной системы ускорителя. Обратный магнитопровод можно изготовить в виде четырех стоек, расположенных по углам квадратного ярма верхней части магнитопровода (см. рис. 1.4). В микротроне, так же как в других циклических ускорителях, используются электромагниты с двумя обмотками (6), расположенными выше и ниже рабочего объема ускорителя. Обмотки магнита микротрона, охлаждаемые проточной водой, питаются от источников постоянного напряжения.

Чтобы создать высокое напряжение в ускоряющем резонаторе микротрона, можно использовать любые мощные ВЧ-генераторы, такие, как магнетрон или клистрон 10-см диапазона. Наибольшее распространение в качестве источников питания получили магнетроны мощностью около 2 МВт, обладающие высоким коэффициентом полезного действия (около 50 %) и достаточно простые в эксплуатации.

Ускоряющий элемент микротрона представляет собой цилиндрический резонатор с отверстием на оси. Он помещается в вакуумную камеру и работает при вакууме порядка  $10^{-4}$  Па. Большие напряженности поля, действующие внутри резонатора (около 600 кВ/см), требуют предварительной тренировки постепенным повышением мощности до номинального значения. Проводящие внутренние поверхности резонатора обрабатывают с высоким классом точности для получения хорошей добротности.

Источник электронов в современных микротронах помещается внутрь резонатора и представляет собой подогревный катод из гексаборида лантана, обладающего высокими эмиссионными свойствами при сравнительно низких температурах подогрева. Он изготавливается в виде отдельного узла и крепится на внутренней стенке резонатора. Место расположения его внутри резонатора определяется последующим движением электронов под действием ВЧ-поля и заворачивающего магнитного поля.

Так как расстояние между орбитами микротрона на стороне, противоположной резонатору, достаточно велико (около 3 см), вывод частиц осуществляется через магнитный канал (шунт), экранирующий пучок электронов по достижении конечной энергии от основного магнитного поля. Выводится около 100 % ускоренных частиц.

В настоящее время наиболее распространены микротроны с энергией ускоренных электронов до 30 МэВ, током в импульсе до 50 мА.

Микротроны используются в основном в научных исследованиях, как источники электронов, тормозного излучения, нейтронов. Несмотря на высокие параметры пучка (интенсивность, малый разброс по энергии) прикладное использование микротронов в прикладной сфере сдерживается их сравнительно высокой стоимостью и сложностью.

#### Бетатрон.

Бетатрон – *циклический нерезонансный ускоритель электронов*, в котором ускорение достигается за счет действия вихревой электродвижущей силы, образующейся вокруг магнитного сердечника с изменяющимся во времени магнитным потоком (рис. 1.5). Первый бетатрон на энергию 2 МэВ был построен в 1940 г. Д. Кёрстом (США). Первый бетатрон на энергию 4 МэВ в СССР был создан в Томском политехническом институте на кафедре прикладной физики в 1948 г. Воробьёвым А.А., Филипповым М.Ф. и Титовым В.Н.

В бетатроне энергия, которая приобретается электроном, двигающимся по силовой линии вихревого электрического поля, определяется произведением его заряда на электродвижущую силу поля и пройденный путь. При каждом обороте электрон набирает энергию порядка десятка электронвольт, но число оборотов бывает близко к миллиону и суммарная энергия, полученная частицей, может составлять десятки мегаэлектронвольт. Чтобы в течение времени ускорения электродвижущая сила не меняла знака, магнитное поле в сердечнике должно расти. То же самое магнитное поле обеспечивает устойчивость движения электронов в радиальном и вертикальном направлении, для этого оно уменьшается с ростом радиуса (показатель спада магнитного поля меньше единицы). Движение равновесной частицы происходит примерно по окружности (7), а другие электроны совершают колебания вокруг ее траектории в вертикальном и радиальном направлении. Поэтому вакуумная камера (6) делается тороидальной, а ее поперечные размеры, должны быть больше соответствующих амплитуд колебаний. Изменяющееся во времени магнитное поле проходит через центральную часть сердечника электромагнита (1) и замыкается через внешний магнитопровод (4). Оно создается двумя обмотками, расположенными на верхнем и нижнем полюсе магнита (3). Чтобы уменьшить потери мощности в магните, необходимо сердечник и его магнитопровод изготавливать из листовой трансформаторной стали. Электроны инжектируются в ускоритель из электронной пушки специальной конструкции (5). В момент инжекции на ее катод подается отрицательный высоковольтный импульс в несколько десятков киловольт. Чтобы обеспечить захват электронов в режим ускорения, импульс на инжектор необходимо подавать при определенном значении магнитного поля на орбите.

Для этой цели служит схема синхронизации, сигнал от которой подается на импульсный модулятор пушки от датчика магнитного поля. Затем электроны, захваченные в режим ускорения, приобретают энергию под действием вихревой электродвижущей силы. Магнитное поле, удерживающее электроны внутри вакуумной камеры, формируется полюсными наконечниками (2). Для обеспечения движения электронов по круговой орбите необходимо, чтобы магнитная индукция на окружности, по которой движутся электроны, была вдвое меньше средней магнитной индукции, действующей на площади внутри орбиты. Магнитная индукция в центре из-за потерь мощности

в сердечнике ограничена сверху, а магнитная индукция на орбите имеет в конце ускорения значения около 0,3...0,4 Тл.

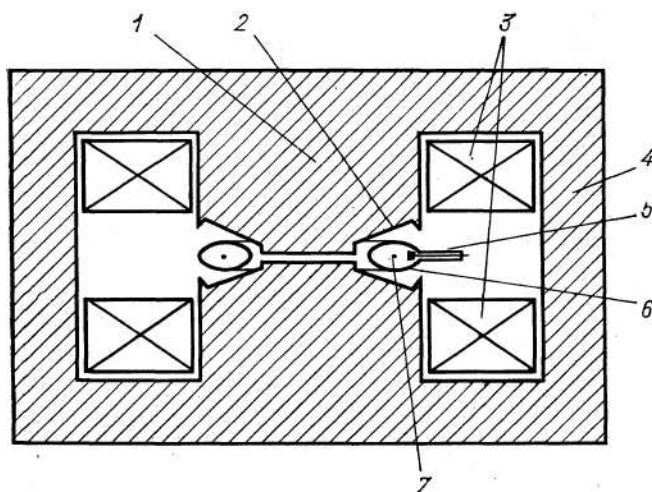


Рис. 1.4. Схема бетатрона:

- 1 – магнитный сердечник; 2 – полюсные наконечники;  
 3 – обмотки электромагнита; 4 – магнитопровод;  
 5 – инжектор; 6 – вакуумная камера; 7 – пучок электронов

В конце цикла ускорения электроны сбрасываются на мишень, помещенную внутри вакуумной камеры, или выводятся наружу через окно. В первом случае бетатрон используется как источник тормозного рентгеновского излучения, во втором – как источник электронов.

Длительность сброса электронов на мишень равна (10...20) мкс. Магнитное поле, создаваемое обмотками, может или увеличить магнитный поток внутри орбиты, или уменьшить его: в зависимости от этого мишень располагают за равновесной орбитой или внутри нее. При росте потока радиус орбиты увеличивается и электроны смещаются на внешнюю мишень. Если же поток уменьшается, то электроны начинают двигаться по меньшему радиусу и попадают на внутреннюю мишень. Сброс электронов на мишень можно осуществлять в различные моменты времени ускорения, таким образом регулируется их конечная энергия.

Бетатроны относятся к самым простым и дешёвым ускорителям электронов. Серийные бетатроны питаются от сети переменного тока промышленной частоты, ускоряют электроны до энергии 35 МэВ, при потребляемой мощности 50 кВА, массе 4 т.

Бетатроны, разрабатываемые и применяемые сейчас, можно условно разбить на три группы:

- Стандартные, «классические» бетатроны на энергию (25...30) МэВ при средней мощности дозы излучения  $(1,66...3,33) \cdot 10^{-2}$  Гр·с<sup>-1</sup>, получившие наибольшее распространение в начале развития техники индукционного ускорения.
- Крупные установки с высокой интенсивностью пучка (сильноточные бетатроны) на ту же энергию, но ускоряющие заряд электронов на 2–3 порядка больше. Эти ускорители используются там, где интенсивность стандартных установок недостаточна: импульсная рентгенография быстротекающих процессов, бетатронная киносъёмка скрытых процессов, промышленная дефектоскопия очень толстых слоёв металла (сталь до 400 мм толщиной) и т. д.
- Переносные малогабаритные бетатроны на энергию (3...6) МэВ с относительно невысокой мощностью дозы излучения, используемые для самых разнообразных целей в полевых или нестационарных условиях.



Следует отметить решающий вклад в создание разнообразных типов бетатронов и в развитие их применения в науке, промышленности, медицине и таможенном контроле сделан профессорами ТПУ (ТПИ) Ананьевым Л.М., Горбуновым В.И., Москалёвым В.А., Родимовым Б.Н., Чахловым В.Л. и другими.

#### 1.4. Ускорители на высокие энергии

Протонный синхротрон.

Высокая стоимость циклических ускорителей связана с большим радиусом магнита. Но можно удерживать частицы на орбите с постоянным радиусом, увеличивая напряженность магнитного поля по мере увеличения их энергии. Линейный ускоритель инжектирует на эту орбиту пучок частиц сравнительно небольшой энергии. Поскольку удерживающее поле необходимо лишь в узкой области вблизи орбиты пучка, нет необходимости в магнитах, охватывающих всю площадь орбиты. Магниты расположены лишь вдоль кольцевой вакуумной камеры, что дает огромную экономию средств.

Такой подход был реализован в протонном синхротроне. Первым ускорителем подобного типа был «Космотрон» на энергию 3 ГэВ (рис. 1.6), который начал работать в Брукхейвенской национальной лаборатории в 1952 в США.

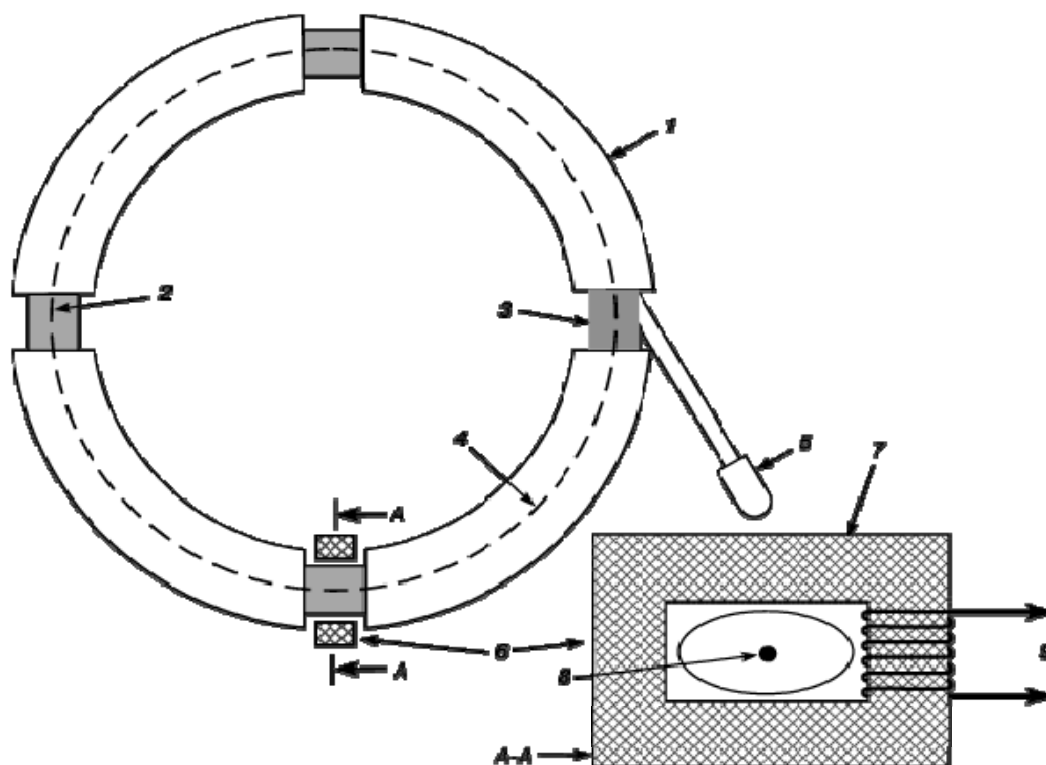


Рис. 1.6. Космотрон в Брукхэйвене. Внизу – поперечное сечение ускоряющей системы.

- 1 – 90°-й магнит; 2 – мишень; 3 – прямолинейный участок;  
 4 – равновесная орбита; 5 – инжектор; 6 – ускоряющая система;  
 7 – ферритовый сердечник; 8 – пучок частиц; 9 – ускоряющее напряжение

За ним вскоре последовал «Беватрон» на энергию 6 ГэВ, построенный в Лаборатории им. Лоуренса Калифорнийского университета в Беркли (США). Сооруженный специально для обнаружения антипротона, он работал на протяжении 39 лет, продемонстрировав долговечность и надежность ускорителей частиц.

В синхротронах первого поколения, построенных в США, Великобритании, Франции и СССР, частицы двигались в однородном (вдоль орбиты) магнитном поле,

фокусировка была слабой. Поэтому была велика амплитуда радиальных колебаний частиц в процессе их ускорения. Ширина вакуумных камер составляла примерно 30 см, и в этом большом объеме требовалось тщательно контролировать конфигурацию магнитного поля.

Принцип *сильной фокусировки*, основанный на том, что магнитная система, управляющая кольцевым движением частиц не однородна, а представляет собой чередование фокусирующих и дефокусирующих магнитов, позволил существенно снизить размах колебаний частиц в процессе ускорения и уменьшить размеры вакуумной камеры. В современных протонных синхротронах со сверхпроводящими квадрупольными магнитами, расположенными по схеме сильной фокусировки, вакуумная камера может быть меньше 10 см в поперечнике, что приводит к значительному уменьшению размеров, стоимости и потребляемой мощности фокусирующих и отклоняющих магнитов.

Первым синхротроном, основанным на этом принципе, был «Синхротрон с переменным градиентом» на энергию 30 ГэВ в Брукхейвене. Аналогичная установка была построена в лаборатории Европейской организации ядерных исследований (ЦЕРН) в Женеве. В середине 1990-х годов оба ускорителя все еще находились в эксплуатации. Апертура «Синхротрона с переменным градиентом» была примерно в 25 раз меньше, чем у «Космотрона». Потребляемая магнитом мощность при энергии 30 ГэВ примерно соответствовала мощности, потребляемой магнитом «Космотрона» при 3 ГэВ. «Синхротрон с переменным градиентом» ускорял  $6 \cdot 10^{13}$  протонов в импульсе, что соответствовало самой высокой интенсивности среди установок этого класса. Фокусировка в этом ускорителе осуществлялась теми же магнитами, что и отклоняли пучок. Это достигалось приданием полюсам магнита формы, показанной на рис. 1.7.

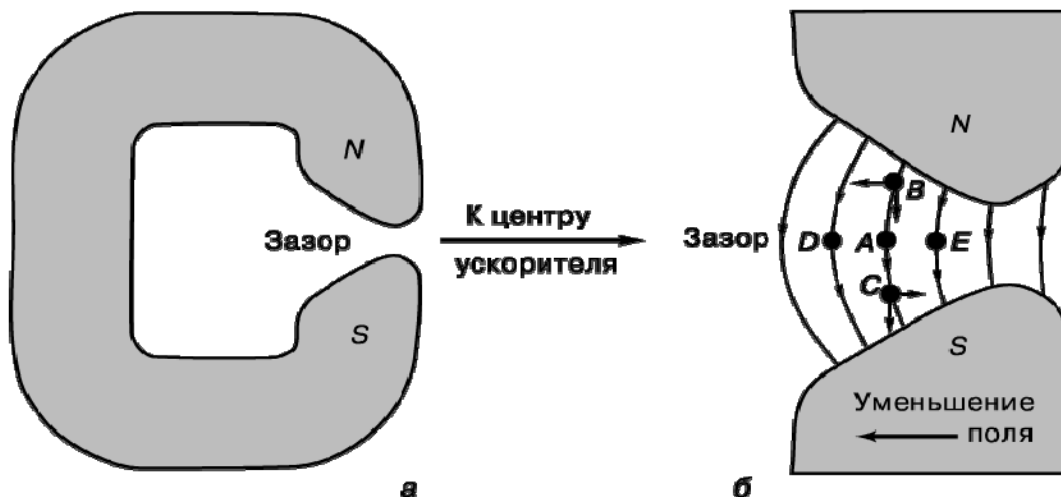


Рис. 1.7. Магнит синхротрона с переменным градиентом.

*а – форма полюсных наконечников; б – магнитное поле, градиент которого таков, что на частицы в точках В и С действуют силы, направленные к точке А, а в точках D и E – от точки А. Знак градиента меняется от магнита к магниту, благодаря чему обеспечивается фокусировка и по горизонтали, и по вертикали*

В современных ускорителях для отклонения и фокусировки пучка, как правило, используются отдельные магниты.

В середине 1990-х годов самым крупным протонным синхротроном являлся «Теватрон» Национальной ускорительной лаборатории им. Э. Ферми в Батавии (США). Как подсказывает само название, «Теватрон» ускоряет сгустки протонов в кольце диаметром 2 км до энергии порядка 1 ТэВ. Ускорение протонов осуществляется целой системой ускорителей, начиная с генератора Кокрофта–Уолтона в качестве инжектора, из которого

отрицательные ионы водорода с энергией 750 кэВ вводятся в линейный ускоритель на энергию 400 МэВ. Затем пучок линейного ускорителя пропускается через углеродную пленку для обдирки электронов и инжектируется в промежуточный синхротрон – бустер – диаметром 150 м. В бустере протоны совершают примерно 20 000 оборотов и приобретают энергию 8 ГэВ. Обычно бустер выполняет 12 быстро следующих друг за другом рабочих циклов, в результате которых в «Главное кольцо» – еще один протонный синхротрон с протяженностью кольца 6,3 км – инжектируется 12 сгустков протонов. «Главное кольцо», в котором протоны ускоряются до энергии 150 ГэВ, состоит из 1000 обычных магнитов с медными обмотками, отклоняющих и фокусирующих протоны. Непосредственно под «Главным кольцом» расположен состоящий из 1000 сверхпроводящих магнитов оконечный синхротрон «Теватрон». Пучок может выводиться по многим каналам на расстояние 1,5...3 км для проведения исследований во внешних экспериментальных залах. Для удержания на орбите пучков с более высокими энергиями требуются более сильные отклоняющие и фокусирующие магниты.

Предназначенные для субъядерной «микроскопии» протонные синхротроны на энергии больше 1 ТэВ требуют тысяч сверхпроводящих и фокусирующих магнитов длиной 5...15 м с апертурой шириной в несколько сантиметров, обеспечивающих исключительно высокую точность полей и стабильность их во времени. Основными факторами, сдерживающими создание протонных синхротронов на более высокие энергии, являются большая стоимость и сложность управления, связанные с их огромными размерами.

## 1.5. Ускорители со встречными пучками

Циклические коллайдеры.

Далеко не вся энергия ускоренной частицы идет на осуществление нужной реакции. Значительная ее часть бесполезно теряется в виде отдачи, претерпеваемой частицей мишени в силу закона сохранения импульса. Если налетающая частица имеет энергию  $E$ , а масса частицы покоящейся мишени равна  $m_0$ , то полезная энергия составляет

$$E_{\text{п}} = \sqrt{Em_0c^2}. \quad (1.4)$$

Таким образом, в экспериментах с покоящейся мишенью на «Теватроне» полезная энергия составляет всего лишь  $E_{\text{п}} \sim 43$  ГэВ.

Стремление использовать в исследованиях частиц как можно более высокие энергии привело к созданию в ЦЕРНе и Лаборатории им. Э. Ферми протон-антипротонных коллайдеров, а также большого числа установок в разных странах со встречными электрон-позитронными пучками. В первом протонном коллайдере соударения протонов и антипротонов с энергиями 26 ГэВ происходили в кольце с длиной окружности 1,6 км (рис. 1.8). За несколько дней удавалось накопить пучки с током до 50 А. В настоящее время коллайдером с самой высокой энергией является «Теватрон», на котором проводятся эксперименты при соударении пучка протонов, имеющих энергию 1 ТэВ, со встречным пучком антипротонов той же энергии. Для таких экспериментов необходимы антипротоны, которые можно получить, бомбардируя пучком протонов высокой энергии из «Главного кольца» металлическую мишень. Рождающиеся в этих соударениях антипротоны накапливаются в отдельном кольце при энергии 8 ГэВ. Когда накоплено достаточно много антипротонов, их инжектируют в «Главное кольцо», ускоряют до 150 ГэВ и далее инжектируют в «Теватрон».

Здесь протоны и антипротоны одновременно ускоряют до полной энергии, а затем осуществляют их соударения. Суммарный импульс сталкивающихся частиц равен нулю, так что вся энергия  $2E$  оказывается полезной. В случае «Теватрона» она достигает почти  $E_{\text{п}} = 2$  ТэВ.

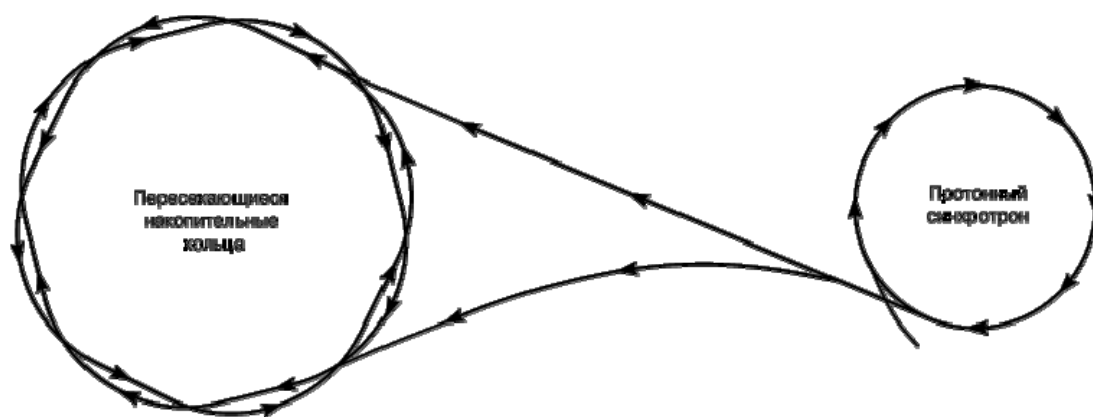


Рис. 1.8. Пересекающиеся накопительные кольца.  
В лобовых столкновениях встречных пучков более полно  
используется энергия ускоренных частиц

Наибольшая энергия среди электрон-позитронных коллайдеров была достигнута на «Большом электрон-позитронном накопительном кольце» в ЦЕРНе, где энергия сталкивающихся пучков на первом этапе составляла 50 ГэВ на пучок, а затем была увеличена до 100 ГэВ на пучок. В ДЕЗИ сооружен коллайдер ГЕРА, в котором происходят соударения электронов с протонами.

Этот огромный выигрыш в энергии достигается ценой значительного уменьшения вероятности столкновений между частицами встречных пучков низкой плотности. Частота столкновений определяется *светимостью*, т. е. числом столкновений в секунду, сопровождающихся реакцией данного типа, имеющей определенное сечение. Светимость линейно зависит от энергии и тока пучка и обратно пропорциональна его радиусу. Энергию пучка коллайдера выбирают в соответствии с энергетическим масштабом исследуемых физических процессов.

Для обеспечения наибольшей светимости необходимо добиться максимально возможной плотности пучков в месте их встречи. Поэтому главной технической задачей при проектировании коллайдеров является фокусировка пучков в месте их встречи в пятно очень малых размеров и увеличение тока пучка. Для достижения нужной светимости могут потребоваться токи более 1 А.

Еще одна исключительно сложная техническая проблема связана с необходимостью обеспечивать в камере коллайдера сверхвысокий вакуум. Поскольку столкновения между частицами пучков происходят сравнительно редко, соударения с молекулами остаточного газа могут существенно ослаблять пучки, уменьшая вероятность изучаемых взаимодействий. Кроме того, рассеяние пучков на остаточном газе дает нежелательный фон в детекторе, способный замаскировать изучаемый физический процесс. Вакуум в камере коллайдера должен лежать в пределах  $(10^{-11} \dots 10^{-9})$  мм рт. ст. в зависимости от светимости.

При более низких энергиях можно ускорять более интенсивные пучки электронов, что дает возможность исследовать редкие распады В- и К-мезонов, обусловленные электрослабыми взаимодействиями. Ряд таких установок, иногда называемых «фабриками ароматов», сооружается в настоящее время в США, Японии и Италии. Такие установки имеют два накопительных кольца – для электронов и для позитронов, пересекающихся в одной или двух точках, – областях взаимодействия. В каждом кольце содержится много сгустков частиц при полном токе более 1 А. Энергии пучков выбираются с таким расчетом, чтобы полезная энергия соответствовала резонансу, который распадается на изучаемые короткоживущие частицы – В или К-мезоны. В основе конструкции этих установок лежат электронный синхротрон и накопительные кольца.

Линейные коллайдеры.

Энергии циклических электрон-позитронных коллайдеров ограничиваются интенсивным синхротронным излучением, которое испускают пучки ускоренных частиц. Этого недостатка нет у линейных коллайдеров, в которых синхротронное излучение не сказывается на процессе ускорения. Линейный коллайдер состоит из двух линейных ускорителей на высокие энергии, высокоинтенсивные пучки которых – электронный и позитронный – направлены навстречу друг другу. Пучки встречаются и соударяются только один раз, после чего отводятся в поглотители.

Первым линейным коллайдером является «Стэнфордский линейный коллайдер», использующий Стэнфордский линейный ускоритель длиной 3,2 км и работающий при энергии 50 ГэВ. В системе этого коллайдера сгустки электронов и позитронов ускоряются в одном и том же линейном ускорителе и разделяются по достижении пучками полной энергии. Затем электронные и позитронные сгустки транспортируются по отдельным дугам, форма которых напоминает трубки медицинского стетоскопа, и фокусируются до диаметра около 2 мкм в области взаимодействия.

## 1.6. Новые технологии

Достижение высокой светимости.

Поиски более экономичных методов ускорения привели к созданию новых ускорительных систем и высокочастотных генераторов большой мощности, работающих в диапазоне частот от 10 до 35 ГГц. Светимость электрон-позитронных коллайдеров должна быть исключительно высокой, поскольку сечение процессов убывает как квадрат энергии частиц. Соответственно этому и плотности пучков должны быть чрезвычайно высокими. В линейном коллайдере на энергию порядка 1 ТэВ размеры пучков могут достигать 10 нм, что намного меньше размеров пучка в «Стэнфордском линейном коллайдере» (2 мкм). При столь малых размерах пучков для точного согласования фокусирующих элементов необходимы очень мощные стабильные магниты со сложными электронными автоматическими регуляторами. При прохождении электронного и позитронного пучков друг через друга их электрическое взаимодействие нейтрализуется, а магнитное усиливается. В результате магнитные поля могут достигать 10 000 Тл. Такие гигантские поля способны сильно деформировать пучки и приводить к большому энергетическому разбросу вследствие генерации синхротронного излучения. Эти эффекты наряду с экономическими соображениями, связанными с сооружением все более и более протяженных машин, будут ставить предел энергии, достижимой на электронно-позитронных коллайдерах.

Источники синхротронного излучения (электронные накопители).

Электронные синхротроны основаны на тех же принципах, что и протонные. Однако благодаря одной важной особенности они проще в техническом отношении. Малость массы электрона позволяет инжектировать пучок при скоростях, близких к скорости света. Поэтому дальнейшее увеличение энергии не связано с заметным увеличением скорости, и электронные синхротроны могут работать при фиксированной частоте ускоряющего напряжения, если пучок инжектируется с энергией около 10 МэВ. Однако это преимущество сводится на нет другим следствием малости электронной массы. Поскольку электрон движется по круговой орбите, он движется с ускорением (центростремительным), а потому испускает фотоны – излучение, которое называется *синхротронным*. Мощность  $P$  синхротронного излучения (СИ) пропорциональна величине  $(E/m_0c^2)^4 IR^{-1}$ , где  $I$  – ток пучка,  $R$  – радиус кольца. Эта энергия, теряемая при каждом обороте электронного пучка по орбите, должна компенсироваться высокочастотным напряжением, подаваемым на ускоряющие промежутки. В рассчитанных на

большие интенсивности «фабриках аромата» такие потери мощности могут достигать десятков мегаватт.

В первых электронных синхротронах СИ являлось помехой, вредным фактором, мешающим эффективно ускорять электроны до сверхвысоких энергий. Однако вскоре выяснилось, что СИ обладает уникальными качествами: высокой яркостью, поляризацией, узконаправленностью и проч. Эти свойства позволяют на основе механизма СИ электронов создавать источники электромагнитного излучения в широком диапазоне энергии от радиоволн до жёсткого рентгена для применения в самых различных областях науки и в прикладных целях. Были созданы специальные ускорители типа электронных синхротронов, которые могут использоваться как накопители больших циркулирующих токов с постоянной высокой энергией. Такие накопители имеют два основных применения: 1) в исследованиях ядра и элементарных частиц методом встречных пучков, о чем говорилось выше, и 2) как источники синхротронного излучения, используемые в атомной физике, материаловедении, химии, биологии, медицине и т. д.

Средняя энергия фотонов синхротронного излучения пропорциональна  $(E/m_0c^2)^3R^{-1}$ . Таким образом, электроны с энергией порядка 1 ГэВ, циркулирующие в накопителе, испускают интенсивное синхротронное излучение в ультрафиолетовом и рентгеновском диапазонах. Большая часть фотонов испускается в пределах узкого вертикального угла порядка  $m_0c^2/E$ . Поскольку радиус электронных пучков в современных накопителях на энергию порядка 1 ГэВ измеряется десятками микрометров, пучки испускаемого ими рентгеновского излучения характеризуются высокой яркостью, а потому могут служить мощным средством исследования структуры вещества. Излучение испускается по касательной к криволинейной траектории электронов. Следовательно, каждый отклоняющий магнит электронного накопительного кольца, когда через него проходит сгусток электронов, создает разворачивающийся «прожекторный луч» излучения. Оно выводится по длинным вакуумным каналам, касательным к основной вакуумной камере накопителя. Расположенные вдоль этих каналов щели и коллиматоры формируют узкие пучки, из которых далее с помощью монохроматоров выделяется нужный диапазон энергий рентгеновского излучения.

Первыми источниками синхротронного излучения были установки, первоначально сооруженные для решения задач физики высоких энергий. Примером может служить Стэнфордский позитрон-электронный накопитель на энергию 3 ГэВ в Стэнфордской лаборатории синхротронного излучения. На этой установке в свое время были открыты «очарованные» мезоны. Первые источники синхротронного излучения не обладали той гибкостью, которая позволяла бы им удовлетворять разнообразным нуждам сотен пользователей.

Быстрый рост потребности в синхротронном излучении с высоким потоком и большой интенсивностью пучка вызвал к жизни источники второго поколения, спроектированные с учетом потребностей всех возможных пользователей. В частности, были выбраны системы магнитов, уменьшающие эмиттанс электронного пучка. Малый эмиттанс означает меньшие размеры пучка и, следовательно, более высокую яркость источника излучения. Типичными представителями этого поколения явились накопители в Брукхейвене, служившие источниками рентгеновского излучения и излучения в вакуумной ультрафиолетовой области спектра.

Принцип устройства источника синхротронного излучения 2-го поколения схематически показано на рис. 1.9. Накопительное кольцо, служащее основным источником СИ, в этой установке, как правило, является третьей ступенью ускорения. Вначале заряженные частицы (электроны или позитроны) генерируются и разгоняются в линейном ускорителе до энергий порядка нескольких десятков МэВ и инжектируются в синхротрон предварительного ускорения, называемый «бустером» (т. е. предускорителем) накопителя. В син-

хротрон-бустере электроны, многократно пролетая через промежутки ускорительных станций, в синхротронном режиме ускоряются до энергий порядка нескольких сотен МэВ или нескольких ГэВ. Затем эти ультрарелятивистские частицы по специальному отклоняющему каналу (по магнитной дорожке, называемой инфлектором накопительного кольца) из синхротрон-бустера инжектируются в накопительное кольцо по траектории максимально близкой к траектории равновесной орбиты накопителя. Ускорительные станции накопительного кольца в процессе инжекции из бустера поддерживают энергию электронов приблизительно равной их энергии в бустере и накапливают электронный ток. После накопления необходимого количества электронов, то есть достижения нужного тока пучка, инжекция прекращается, а энергия накопленных электронов поднимается ускорительными станциями накопителя до рабочей энергии, которая в специализированных источниках СИ, в зависимости от размера накопительного кольца, бывает от 2 до 8 ГэВ.

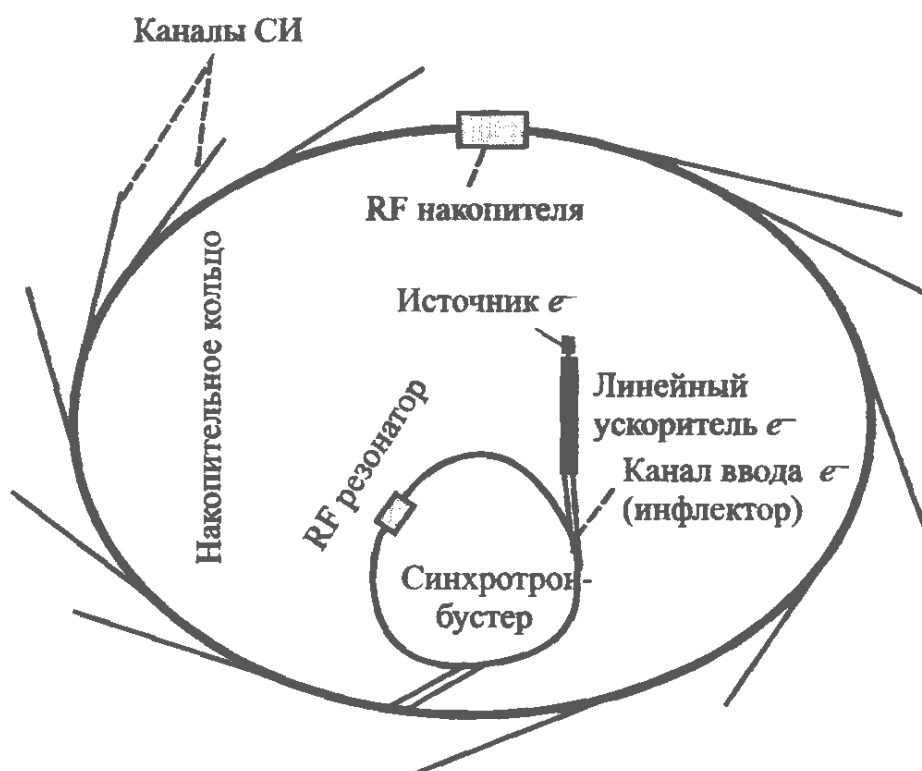


Рис. 1.9. Принципиальная схема источника синхротронного излучения 2-го поколения. RF (radio frequency) обозначает наличие ВЧ ускорительных станций в кольце бустера и в накопительном кольце

Накопительное кольцо по сравнению с бустерным синхротроном имеет более плавную траекторию, его конструкция предусматривает поддержание в течение длительного времени и с высокой стабильностью уровня магнитных полей, параметров высокочастотной ускоряющей системы, сверхвысокого вакуума и т. д., чтобы обеспечить сохранность полученных электронов и нужную стабильность параметров пучка. Обычно в процессе работы накопительного кольца в нем поддерживается вакуум порядка  $10^{-9} \dots 10^{-10}$  Торр, благодаря чему электронный пучок может циркулировать без изменения энергии в течение десятков часов или даже нескольких дней (например, до 50 часов в большинстве современных накопительных колец). Длительное удержание пучка электронов в накопительном кольце и его сильная фокусировка в направлении орбиты сложными магнитными линзами и естественный эффект «охлаждения пучка» за счет синхротронного излучения делает пучок очень тонким. Уменьшение сечения источника излучения очень

важно для экспериментов на синхротронном излучении, поскольку при сохранении силы тока в нем более тонкий источник СИ обладает более высокой яркостью.

Яркость излучения можно также увеличить, заставив пучок двигаться по синусоидальной траектории в периодической магнитной структуре, и, затем объединяя излучение, возникающее при каждом изгибе. Ондюляторы – магнитные структуры, обеспечивающие подобное движение, представляют собой ряд магнитных диполей, расположенных по прямой на оси пучка, отклоняющие пучок на небольшой угол. Яркость излучения такого ондулятора может в сотни раз превышать яркость излучения, возникающего в отклоняющих магнитах.

В середине 1980-х годов начали создаваться источники синхротронного излучения третьего поколения с большим числом таких ондуляторов. Среди первых источников третьего поколения можно отметить «Усовершенствованный источник света» с энергией 1,5 ГэВ в Беркли, генерирующий мягкое рентгеновское излучение, а также «Усовершенствованный источник фотонов» с энергией 6 ГэВ в Аргоннской национальной лаборатории (США) и синхротрон на энергию 6 ГэВ в Европейском центре синхротронного излучения в Гренобле (Франция), которые используются как источники жесткого рентгеновского излучения. После успешного сооружения этих установок был создан ряд источников синхротронного излучения и в других местах.

Новый шаг в направлении большей яркости в диапазоне от инфракрасного до жесткого рентгеновского излучения связан с использованием в системе отклоняющих магнитов гораздо более коротких сверхпроводящих магнитных диполей с полем в несколько тесла. Такой подход реализуется в новом источнике синхротронного излучения, создаваемом в институте П. Шеррера в Швейцарии, и при модернизации источника в Беркли.

Применение синхротронного излучения в научных исследованиях получило большой размах и продолжает расширяться. Исключительная яркость таких пучков рентгеновского излучения позволяет создать новое поколение рентгеновских микроскопов для изучения биологических систем в их нормальной водной среде. Открывается возможность быстрого анализа структуры вирусов и белков для разработки новых фармацевтических препаратов с узкой направленностью действия на болезнетворные факторы и минимальными побочными эффектами. Яркие пучки рентгеновского излучения могут служить мощными микрондами для выявления самых ничтожных количеств примесей и загрязнений. Они дают возможность очень быстро анализировать экологические пробы при исследовании путей загрязнения окружающей среды. Их можно также использовать для оценки степени чистоты больших кремниевых пластин перед дорогостоящим процессом изготовления очень сложных интегральных схем, и они открывают новые перспективы для метода литографии, позволяя в принципе создавать интегральные схемы с элементами меньше 100 нм.

## **1.7. Рентгеновские трубки**

Рентгеновские трубки (РТ) – это устройства, предназначенные для генерации характеристического рентгеновского и тормозного излучения электронами, ускоренными обычно до энергии от десятка до сотен кэВ. Они представляют собой специфический тип электростатических ускорителей электронов и выделяются в самостоятельный класс источников излучения. РТ чрезвычайно широко используются во всех областях деятельности: медицине, промышленности, науки, техники и т. д. Отсюда многообразие их параметров, конструкций и способов применения. Рассмотрим основные понятия, связанные с использованием РТ.

История создания рентгеновских трубок начинается с открытия рентгеновского излучения. Рентгеновское излучение было открыто немецким физиком В. Рентгеном в



1895 г. Проводя эксперименты с катодными лучами (потоками электронов в разрядных трубках), он заметил, что расположенный вблизи вакуумной трубки экран, покрытый кристаллическим цианолатинитом бария, ярко светится, хотя сама трубка закрыта черным картоном. Далее Рентген установил, что проникающая способность обнаруженных им неизвестных лучей, которые он назвал X-лучами, зависит от состава поглощающего материала. Он получил также изображение костей собственной руки, поместив ее между разрядной трубкой с катодными лучами и экраном, впервые продемонстрировав таким образом возможность медицинского применения X-лучей. Открытие Рентгена было удостоено Нобелевской премии в 1901 г., а разрядные вакуумные трубки получили название «Рентгеновских».

За открытием Рентгена последовали эксперименты других исследователей, обнаруживших много новых свойств и возможностей применения этого излучения. Большой вклад внесли У. Кулидж, который в 1913 изобрел высоковакуумную рентгеновскую трубку с подогретым катодом; Г. Мозли, установивший в 1913 зависимость между длиной волны излучения и атомным номером элемента; Г. и Л. Брэгги, получившие в 1915 Нобелевскую премию за разработку основ рентгеноструктурного анализа.

Рентгеновское излучение возникает при взаимодействии электронов, движущихся с большими скоростями, с веществом. Когда электроны соударяются с атомами какого-либо вещества, они быстро теряют свою кинетическую энергию. При этом большая ее часть переходит в тепло, а небольшая доля, обычно менее 1 %, преобразуется в энергию рентгеновского излучения.

Рентгеновские фотоны различаются своей энергией, обратно пропорциональной их длине волны. При обычном способе получения рентгеновского излучения получают широкий диапазон длин волн, который называют рентгеновским спектром. В спектре присутствуют ярко выраженные компоненты, как это показано на рис. 1.10. Широкий «континуум» называют непрерывным спектром или белым излучением. Налагающиеся на него острые пики называются характеристическими рентгеновскими линиями испускания. Хотя весь спектр есть результат столкновений электронов с веществом, механизмы возникновения его широкой части и линий разные. Вещество состоит из большого числа атомов, каждый из которых имеет ядро, окруженное электронными оболочками, причем каждый электрон в оболочке атома данного элемента занимает некоторый дискретный уровень энергии. Обычно эти оболочки, или энергетические уровни, обозначают символами K, L, M и т. д., начиная от ближайшей к ядру оболочки. Когда налетающий электрон, обладающий достаточно большой энергией, соударяется с одним из связанных с атомом электронов, он выбивает этот электрон с его оболочки. Опустевшее место занимает другой электрон с оболочки, которой соответствует большая энергия. Этот последний отдает избыток энергии, испуская рентгеновский фотон. Поскольку электроны оболочек имеют дискретные значения энергии, возникающие рентгеновские фотоны тоже обладают дискретным спектром. Этому соответствуют острые пики для определенных длин волн, конкретные значения которых зависят от элемента-мишени. Характеристические линии образуют K-, L- и M-серии, в зависимости от того, с какой оболочки (K, L или M) был удален электрон. Соотношение между длиной волны рентгеновского излучения и атомным номером называется законом Мозли (рис. 1.11).

Если электрон наталкивается на относительно тяжелое ядро, то он тормозится, а его кинетическая энергия выделяется в виде рентгеновского фотона примерно той же энергии. Если же он пролетит мимо ядра, то потеряет лишь часть своей энергии, а остальную будет передавать попадающимся на его пути другим атомам. Каждый акт потери энергии ведет к излучению фотона с какой-то энергией. Возникает непрерывный рентгеновский спектр, верхняя граница которого соответствует энергии самого быстрого электрона. Таков механизм образования непрерывного спектра, а максималь-

ная энергия (или минимальная длина волны), фиксирующая границу непрерывного спектра, пропорциональна ускоряющему напряжению, которым определяется скорость налетающих электронов.

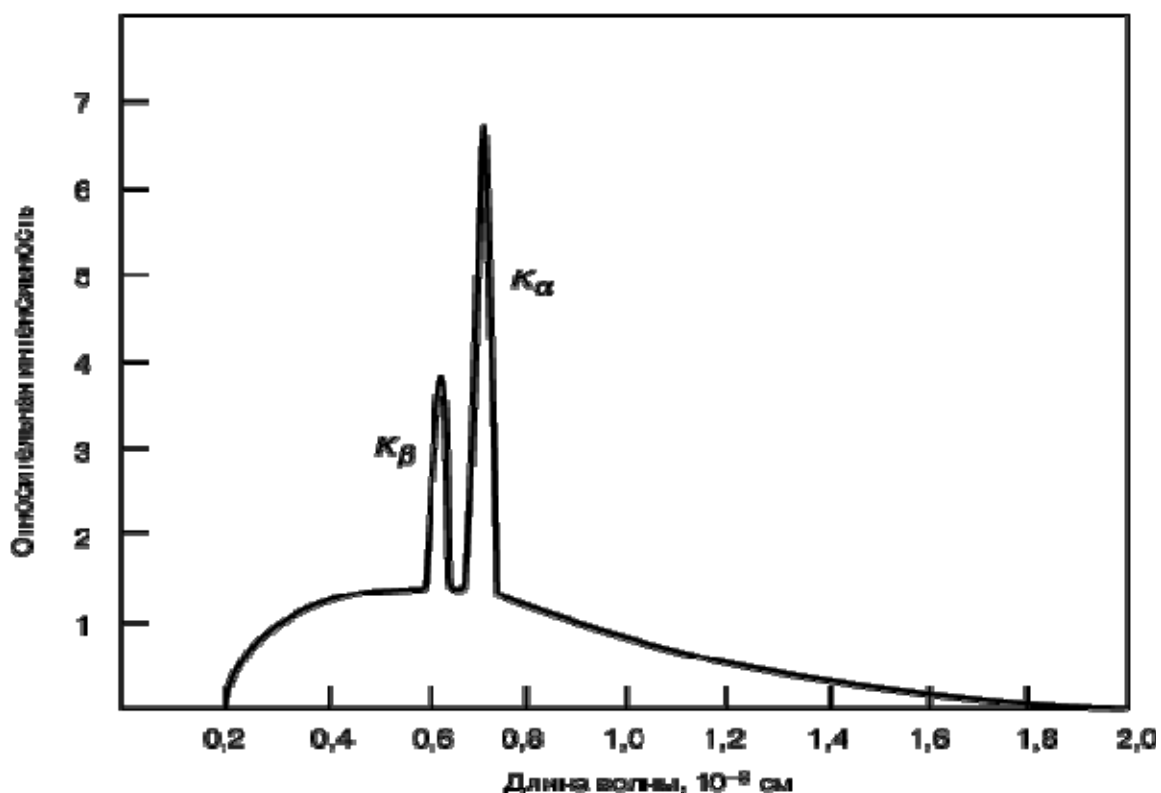


Рис. 1.10. Обычный рентгеновский спектр состоит из непрерывного спектра (континуума) и характеристических линий (острые пики). Линии  $K\alpha$  и  $K\beta$  возникают вследствие взаимодействий ускоренных электронов с электронами внутренней  $K$ -оболочки

Спектральные линии характеризуют материал бомбардируемой мишени, а непрерывный спектр определяется энергией электронного пучка и практически не зависит от материала мишени.

Рентгеновское излучение можно получать не только электронной бомбардировкой, но и облучением мишени рентгеновским же излучением от другого источника. В этом случае, однако, большая часть энергии падающего пучка переходит в характеристический рентгеновский спектр и очень малая ее доля приходится на непрерывный. Очевидно, что пучок падающего рентгеновского излучения должен содержать фотоны, энергия которых достаточна для возбуждения характеристических линий бомбардируемого элемента. Высокий процент энергии, приходящейся на характеристический спектр, делает такой способ возбуждения рентгеновского излучения удобным для научных исследований.

Чтобы получать рентгеновское излучение за счет взаимодействия электронов с веществом, нужно иметь источник электронов, средства их ускорения до больших скоростей и мишень, способную выдерживать электронную бомбардировку и давать рентгеновское излучение нужной интенсивности. Устройство, в котором все это есть, называется рентгеновской трубкой (РТ). Ранние исследователи пользовались трубками, вакуум в которых был не очень высоким. Атомы остаточного газа при подаче на электроды трубки напряжения ионизируются. Положительные ионы движутся к катоду и выбивают из него электроны, а они, в свою очередь, движутся к аноду и, бомбардируя его, создают поток рентгеновских фотонов.

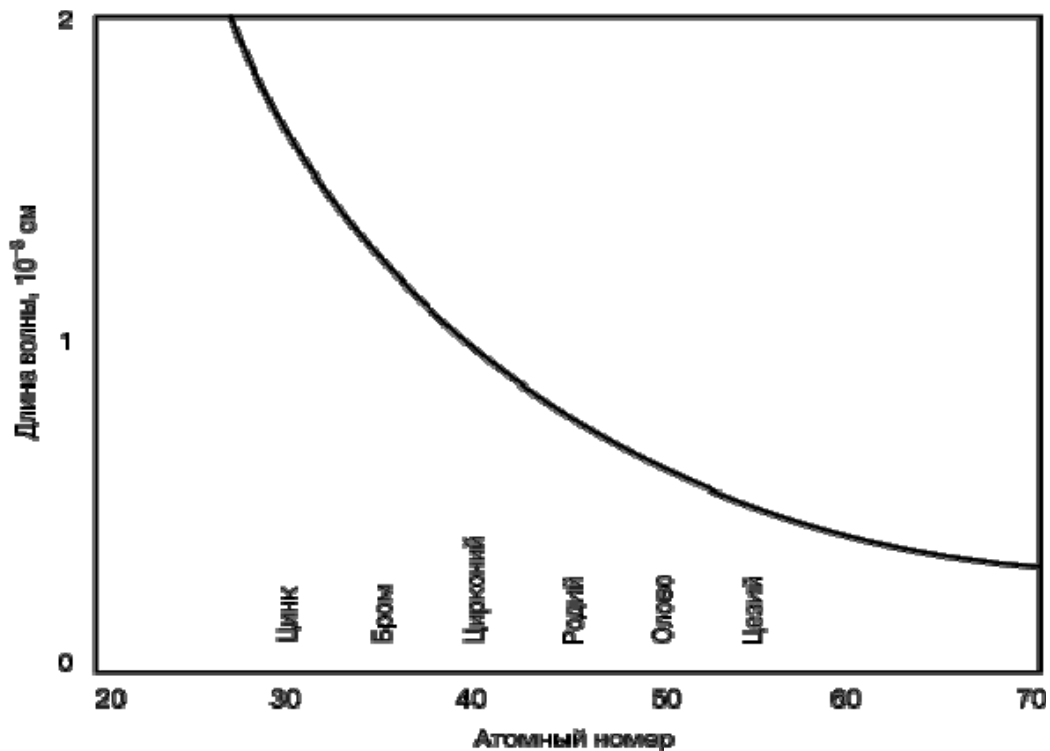
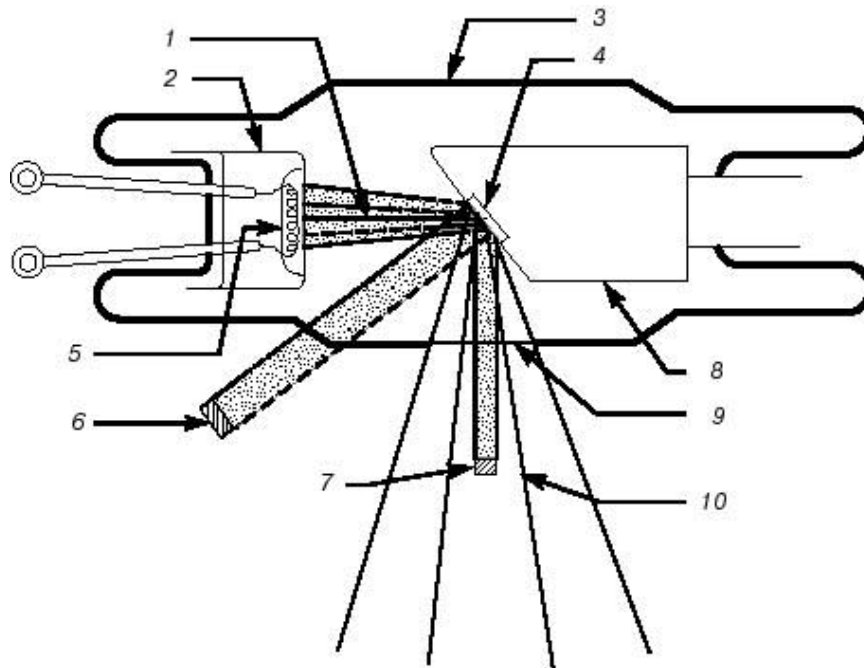


Рис. 1.11. Зависимость длины волны характеристического рентгеновского излучения, от атомного номера химического элемента

В современной РТ, разработанной Кулиджем (рис. 1.12), источником электронов является вольфрамовый катод, нагреваемый до высокой температуры. Электроны ускоряются до больших скоростей высоким напряжением между анодом и катодом. Поскольку электроны должны достичь анода без столкновений с атомами, необходим очень высокий вакуум, для чего нужно хорошо откачать трубку. Этим также снижаются вероятность ионизации оставшихся атомов газа и обусловленные ею побочные токи. Электроны фокусируются на аноде с помощью электрода особой формы, окружающего катод. Этот электрод называется фокусирующим и вместе с катодом образует «электронный прожектор» трубки. Подвергаемый электронной бомбардировке анод должен быть изготовлен из тугоплавкого материала, поскольку большая часть кинетической энергии бомбардирующих электронов превращается в тепло. Кроме того, желательно, чтобы анод был из материала с большим атомным номером, т. к. выход рентгеновского излучения растет с увеличением атомного номера. В качестве материала анода чаще всего выбирается вольфрам, атомный номер которого равен 74. Конструкция рентгеновских трубок может быть разной в зависимости от условий применения и предъявляемых требований. Плотность энергии, рассеиваемой в аноде рентгеновской трубки, так велика, что он может расплавиться в течении минуты, если тепло не отводить. Поэтому анод обычно интенсивно охлаждают проточной водой, а тонкое зеркало анода (4) располагают на массивном основании (8), изготовляемом из металла с высокой теплопроводностью (медь, серебро).

Для повышения мощности и увеличения интенсивности излучения изготавливают разборные РТ с вращающимся анодом. В таких трубках анод изготавливается в виде массивного полого цилиндра, который при работе трубки вращается со скоростью до 20 тыс. оборотов в минуту. В этом режиме под электронный пучок всё время подставляется новый участок анода и тепловой поток распределяется по большей поверхности. Одновременно анод трубки охлаждается изнутри проточной водой. Таким образом удастся поднять мощность трубки до 20 кВт и повысить интенсивность её излучения на несколько порядков.



*Рис. 1.12. РТ Кулиджа.*

*1 – электронный пучок; 2 – катод с фокусирующим электродом;  
3 – стеклянная оболочка; 4 – вольфрамовый анод; 5 – нить накала катода;  
6 – облучаемая площадь; 7 – эффективное фокальное пятно; 8 – медная подложка анода;  
9 – выходное окно; 10 – рассеянное рентгеновское излучение*

Типичные характеристики РТ: предельно допустимое ускоряющее напряжение – (1...500) кВ, электронный ток – 0,01 мА – 1 А, удельная мощность рассеиваемая анодом – (10...10<sup>4</sup>) Вт/мм<sup>2</sup>, общая потребляемая мощность – до 60 кВт, размеры фокуса – 1 мкм – 10 мм, КПД составляет – (0,1...3) %.

### Список литературы

1. Капица С.П. Мелехин В.Н. Микротрон. – М.: Наука, 1964.
2. Комар Е.Г. Основы ускорительной техники. – М.: Атомиздат, 1975.
3. Андреев А.М. и др. В кн.: Ускорители / под ред. О.А. Вальднера. Вып. 15. – М.: Атомиздат, 1976. – 24 с..
4. Москалёв Л.М. Бетатроны. – М.: Энергоиздат, 1981.
5. Ананьев Л.М., Воробьёв А.А. и Горбунов В.И. Индукционный ускоритель электронов 0 бетатрон. – М.: Госатомиздат, 1961.
6. Абрамов А.И., Казанский Ю.А., Матусевич Е.С. Основы экспериментальных методов ядерной физики. – М.: Атомиздат, 1977.
7. Иванов С.А. Рентгеновские трубки технического назначения. – Л.: Энергоатомиздат, 1989.
8. Лебедев А.Н., Шальнов А.В. Основы физики и техники ускорителей. – М.: Энергоиздат, 1991.
9. Фетисов Г.В. Синхротронное излучение. – М.: Физматлит, 2007.
10. <http://www.booksite.ru/fulltext/1/001/008/114/616.htm>.

## ГЛАВА 2. ПУЧКИ ЧАСТИЦ

### 2.1. Первичное излучение ускорителей

Первичное излучение характеризуется типом ускоренных частиц, их энергией, интенсивностью, распределением в пространстве, временной структурой и энергетическим разбросом. Для конкретного использования ускоренных пучков важно иметь определённые численные значения некоторых характеристик.

В большинстве случаев практические применения не ставят очень серьёзных ограничений на характеристики пучка, и, выбирая тот или иной тип ускорителя, можно полностью удовлетворить необходимые требования. Рассмотрим общие соображения о требованиях, предъявляемых к первичному излучению.

Для разработанной технологии применения излучения (например, если ускоритель является частью оборудования, используемого в производственном цикле) энергия, интенсивность и другие характеристики пучка заданы, и главной задачей является обеспечение их стабильности. Если ускоритель применяется для мелкосерийного производства, то бывает желательно изменять в определённых пределах характеристики ускоренных пучков. Наконец, наибольшей универсальностью должны обладать ускорители для исследовательских целей.

Некоторые типы ускорителей позволяют сравнительно легко реализовать изменения основных параметров. Так, почти во всех высоковольтных ускорителях можно изменять тип ускоряемых частиц и осуществлять регулировку энергии частиц без существенного влияния на остальные характеристики пучка.

В некоторых резонансных линейных ускорителях электронов энергию легко уменьшить изменением фазового положения сгустка относительно ускоряющей волны, в то время как аналогичное уменьшение с помощью регулировки частоты сделать значительно труднее. В обоих случаях изменяется энергетический спектр. Линейные резонансные ускорители ионов могут использоваться при определённых ограничениях для ускорения различных ионов, но энергия ионов определённого типа на выходе ускорителя неизменна.

В бетатронах регулировка энергии достигается изменением момента приложения сбрасывающего импульса для вывода электронов наружу или на мишень. В обоих случаях требуется применение специальных электронных схем.

В классических циклотронах фиксированное значение энергии обеспечивается для каждого типа ускоренных частиц при постоянной ускоряющей частоте. Изменение магнитного поля позволяет менять энергию ионов в определённых пределах.

Уменьшение интенсивности достигается просто во всех ускорителях. Энергетическое и временное распределение первичного излучения в большинстве случаев регулировке поддаётся с трудом, в то время как пространственное распределение может меняться в довольно широких пределах, хотя и здесь имеются ограничивающие факторы принципиального характера.

Пространственное распределение частиц.

Под распределением частиц в пространстве на выходе ускорителя в общем случае понимается число частиц, приходящихся на единицу объёма, в зависимости от трёх координат: продольной  $Z$ , совпадающей с направлением пучка, и двух поперечных  $X$  и  $Y$ .

Продольное распределение тесно связано с временным. Для поперечного распределения можно использовать понятие *плотности потока частиц*, которое определяется как число частиц, проходящих через единицу площади сечения пучка в 1 с. В связи с

тем, что число заряженных частиц в единицу времени связано с током пучка, чаще используется понятие: *плотность тока ускоренных частиц*, измеряемая в  $[A/cm^2]$ . Зная плотность тока и заряд частиц, можно легко подсчитать плотность потока, разделив плотность тока на заряд.

Иногда, особенно в случаях аксиально-симметричных пучков, указывают размеры, в которых содержится определенная часть тока частиц. Например, в диаметре пучка, равном 1 см, сосредоточено 90 % ускоренных частиц. Обычно реальное распределение пучка по поперечным координатам имеет колоколообразный вид и хорошо экстраполируется гауссовой кривой.

Пучок, выходящий из ускорителя, представляет собой совокупность частиц, каждая из которых находится на определенном расстоянии от оси и обладает продольной и радиальной составляющими скорости. Уже при извлечении из источника в момент инжекции в ускоритель пучок частиц характеризуется *сечением и расходимостью*. Начальные угловые составляющие скорости частиц являются следствием физических процессов, происходящих в инжекторе. С ускорением продольная составляющая скорости возрастает, в то время как поперечная остается неизменной. Поэтому угол наклона частиц по отношению к основной траектории уменьшается, и пучки на выходе обладают небольшим угловым расхождением, не превышающим, как правило,  $1^\circ$ .

Итак, пучок частиц можно охарактеризовать поперечными размерами по двум координатным осям и соответствующими углами расходимости. Однако применять для описания пучка эти характеристики неудобно, так как в процессе его движения вдоль оси  $Z$  они изменяются. Например, при движении в пространстве свободном от электрических и магнитных полей из-за радиальных скоростей частиц будет меняться размер пучка. Применение фокусирующих устройств изменяет поперечные составляющие скоростей. В этих условиях желательно использовать более универсальную характеристику, включающую одновременно поперечные координаты и скорости частиц пучка. Для этого используется понятие *фазовой плоскости*.

Так как отдельные частицы пучка характеризуются расстоянием от оси и направлением скорости, каждой частице можно поставить в соответствие изображающую точку на фазовой плоскости (рис. 2.1, *а*), на которой координатными осями служат расстояние частиц от оси ускорителя ( $X$ ) и угол наклона их траектории к оси ( $X'$ ). Границы огибающей пучка на фазовой плоскости  $XX'$  представляются эллипсом. При движении пучка вдоль оси  $Z$  этот эллипс преобразуется в эллипс эквивалентной площади. Площадь эллипса является универсальной характеристикой, одновременно описывающей как поперечный размер пучка, так и его расходимость. Во взаимно перпендикулярном направлении ( $Y$ ) пучок также будет характеризоваться эллипсом на фазовой плоскости.

Площадь эллипса на фазовой плоскости определяет *эмиттанс* пучка, который измеряется в  $[cm \cdot rad]$  или для удобства в производных единицах  $[mm \cdot mrad]$ :

$$\mathcal{E} = \pi ab, \quad (2.1)$$

где  $a$  и  $b$  – полуоси эллипса.

Изменение формы площади, которую занимают изображающие точки на фазовой плоскости пучка проходящего две фокусирующие линзы после выхода из ускорителя, дано на рис. 2.1, *б*. Здесь же показано движение точек, изображающих отдельные частицы пучка. Видно, что в результате применения двух фокусирующих линз удаётся сохранить поперечные размеры пучка в процессе транспортировки от ускорителя до объекта облучения. В промежутках между линзами пучок обладает максимальными размерами, но минимальной расходимостью. Возможно также спроектировать системы линз, фокусирующие пучок, но в соответствии с законом сохранения фазовой площади он будет иметь в фокусе максимальную расходимость. Величина эмиттанса, являющаяся инвари-

антом, характеризует качество пучка. Чем меньше эмиттанс, тем легче транспортировать пучок от выхода ускорителя до мишени, тем выше качество конечного пучка.

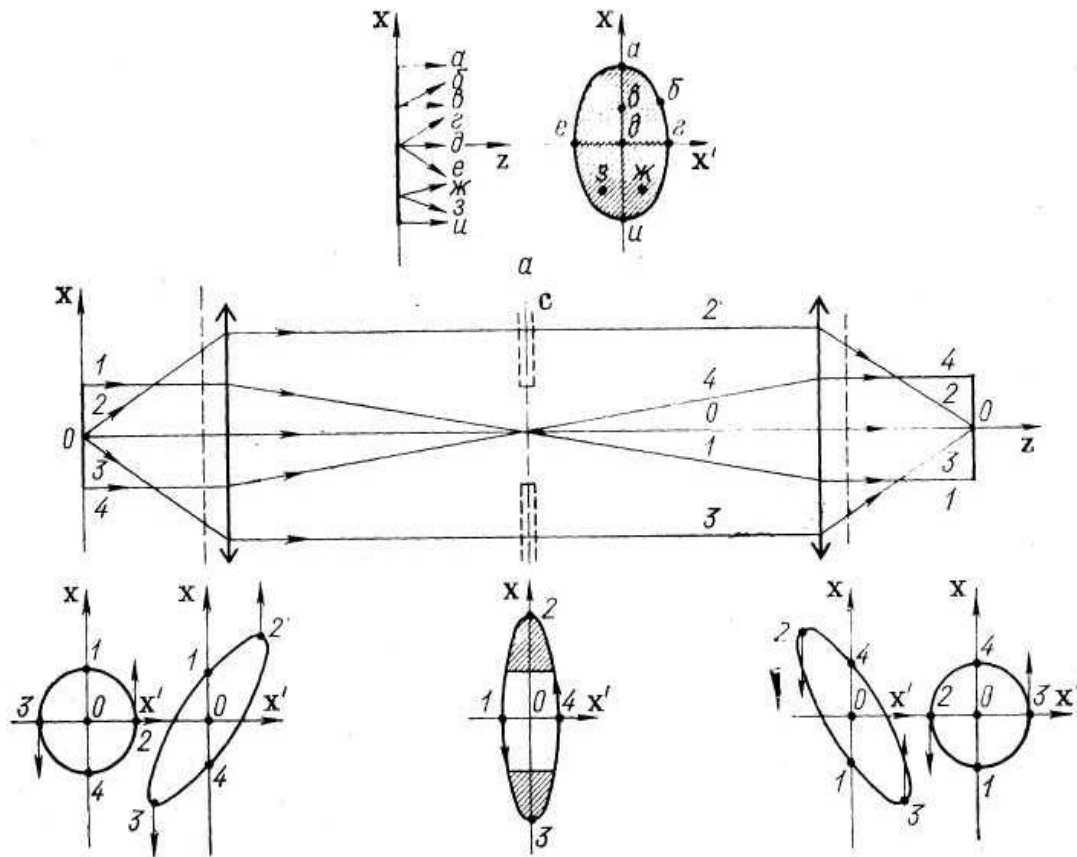


Рис. 2.1. Изображение пучка на фазовой плоскости:  
 а – соответствие частиц изображающим точкам на плоскости;  
 б – изменение фазового портрета пучка при транспортировке от выхода ускорителя (объекта) до мишени (изображения)

Не менее интересно знать количество частиц, приходящееся на данную фазовую площадь, для чего вводится понятие яркости пучка. Яркость пучка ( $J$ ) определяется как

$$J = I/(\Delta x \Delta y), \quad (2.2)$$

представляет собой частное от деления тока пучка  $I$  на произведение его вертикального и горизонтального эмиттансов и измеряется в единицах  $[A/(cm^2 \cdot рад^2)]$ . В большинстве приложений современных ускорителей требуется максимально возможная яркость пучка.

На практике распределение пучка по сечению неравномерно, количество частиц, которое приходится на единицу площади и соответствует изображающим точкам, находящимся в периферийных областях фазового портрета пучка, относительно мало. Они могут быть без существенного уменьшения интенсивности удалены из пучка с помощью ограничивающей щели, как показано на рис. 2.1, б (сечение С). При этом яркость пучка возрастёт!

Важно ещё раз подчеркнуть, что когда в процессе транспортировки пучка от выхода ускорителя до объекта применяются фокусирующие магнитные и электрические линзы, то изменяется лишь форма эмиттанса, но величина его (площадь эллипса) остаётся постоянной. Изложенные выше соображения о постоянстве площади, занимаемой точками, изображающими частицы на фазовой плоскости, являются следствием общей теоремы Лиувилля.

К сожалению, концепция эмиттанса ещё недостаточно широко используется в литературе, посвящённой ускорителям на малые энергии, где по-прежнему чаще содержатся сведения о сечении пучка, получаемого на выходе, и лишь иногда – информация о его расходимости. Для большинства таких ускорителей приводятся геометрические размеры фокального пятна. Пятно для линейных ускорителей обычно имеет размеры от 2–3 мм до 1 см. Пучок электронов от микротрона имеет форму эллипса, размеры которого по вертикали составляют 1...2 мм и по горизонтали 5...15 мм. Выведенный пучок из циклотрона имеет сечение, равное 1...2 см<sup>2</sup>. Бетатроны в большинстве случаев используются как источники  $\gamma$ -квантов и для них значение эмиттанса не приводится.

В заключение приведем некоторые цифры для того, чтобы иметь представление о порядке величины эмиттанса отдельных ускорителей различного типа. Так, микротроны имеют эмиттанс от 1...3 мм·мрад по вертикали до 15...60 мм·мрад по горизонтали, линейный ускоритель электронов на энергию 5 МэВ, модель У-12, имеет эмиттанс 30 мм·мрад, циклотрон в Беркли SF на энергию 65 МэВ имеет горизонтальный эмиттанс 70 мм·мрад и вертикальный – 50 мм·мрад, а яркость составляет 0,015 мкА/(мм<sup>2</sup>·мрад<sup>2</sup>), линейный ускоритель протонов И-100 на энергию 100 МэВ дает пучок протонов с эмиттансом 32 мм·мрад.

#### Временная структура пучка.

В зависимости от принципа работы ускорителя пучок на выходе может иметь различное распределение во времени. В самом простейшем случае ток ускоренных частиц постоянен во времени, если не принимать во внимание нестабильность, вызываемую различными эффектами. Такое временное распределение пучка характерно для высоковольтных линейных ускорителей, работающих в непрерывном режиме. В тех же самых ускорителях возможно осуществление импульсного режима, когда модуляцией инжектора создается последовательность импульсов длительностью  $T_i$ , следующих друг за другом через интервалы времени  $T_{ii}$ , а также получение одиночных импульсов. Модификации временного распределения частиц в высоковольтных ускорителях служат для получения большого количества ускоренных частиц в короткие промежутки времени.

В соответствии с принципом работы ускорителя пучок представляет собой последовательность сгустков частиц, следующих друг за другом. Частота следования сгустков в циклических ускорителях определяется периодом изменения магнитного поля, как в бетатроне, или периодом ВЧ-колебаний в ускоряющем резонаторе, как в циклотроне. Когда во времени изменяется и магнитное поле и ускоряющее электрическое, как в синхротроне, или же частота ускоряющего напряжения изменяется во времени, как в синхроциклотроне, ускоренный пучок носит на себе следы этой двойной модуляции. В линейном резонансном ускорителе и микротроне пучок также имеет двойную модуляцию, но здесь это обуславливается импульсным характером работы мощных ВЧ-источников питания. Здесь сгустки следуют друг за другом с временным интервалом  $T_i$ , равным периоду ВЧ-генератора в течение импульса  $t_i$ , затем следует пауза длительностью  $T_{ii} - t_i$ .

Возможные временные структуры пучка приведены на рис. 2.2. При некоторых применениях ускорителей может оказаться, что кинетика протекающих под действием пучка процессов зависит от временной структуры пучка. В таких случаях бывает полезно сравнить времена переходных процессов с временными характеристиками пучка. Характер изменения пучка во времени необходимо учитывать также при его развертке.

Ток ускоренных частиц характеризуется его средним  $I_{cp}$  или импульсным  $I_{имп}$  значениями. В высоковольтных линейных ускорителях, работающих в непрерывном режиме, используется среднее значение. В идеальном случае ток не меняется во времени, усреднение же производится из-за нестабильностей. Понятие среднего тока исполь-



зудется также при временных структурах второго и третьего типов, когда усреднение тока производится за время  $T_{и}$ .

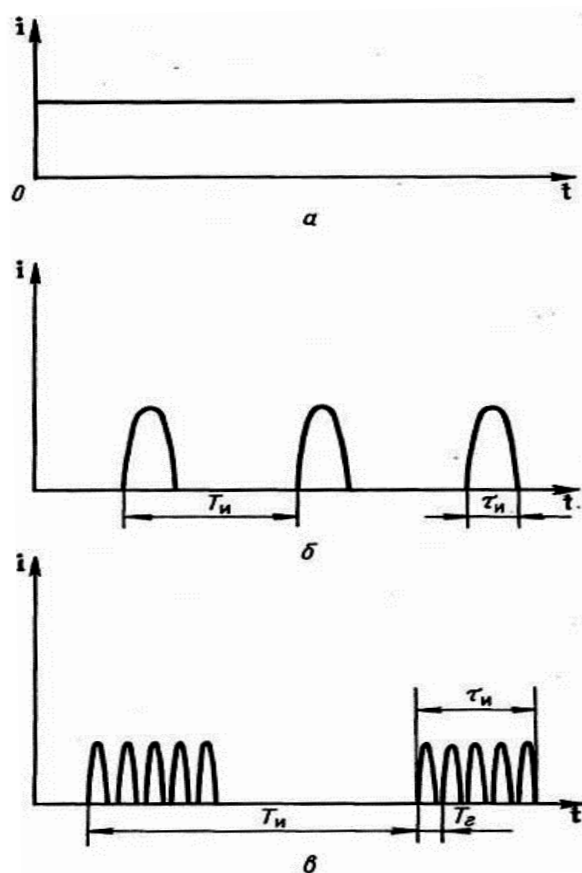


Рис. 2.2. Временные структуры пучков:  
*a* – непрерывный режим (высоковольтные линейный ускорители);  
*б* – импульсный режим (Циклотрон, бетатрон, высоковольтные линейные ускорители);  
*в* – импульсный режим с двойной модуляцией (синхротрон, синхроциклотрон, линейные резонансные ускорители, микротрон)

Здесь также применяется понятие импульсного тока, когда ток усредняется за время импульса  $\tau_{и}$ . Отношение  $T_{и}$  к  $\tau_{и}$ , равное отношению импульсного тока к среднему, называется *скважностью*. Зная значения токов и временные характеристики пучка, легко подсчитать число частиц в отдельном сгустке  $N_{сг}$ . Типичные значения величин, характеризующих временную структуру пучка, приведены в табл. 2.1.

Таблица 2.1

Значения токов, временных характеристик и количества частиц в сгустке для различных ускорителей

Тип ускорителя	$I_{ср}$ , мкА	Имп, мА	$N_{сг}$	$T_{и}$ , мс	$\tau_{и}$ , мкс
Бетатрон	0,01...0,05	0,02...0,10	$5 \cdot 10^9$	20	10
Циклотрон	50...500	0,8...4	$(0,6...3) \cdot 10^8$	$10^{-4}$	0,015
Линейный электронный ускоритель	100...1000	100...1000	$(0,2...2) \cdot 10^9$	2,5	2,5
Линейный ионный ускоритель	250	50	$15 \cdot 10^{13}$	100	500
Микротрон	100	100	$2 \cdot 10^8$	2,5	2,5
Электронный синхротрон	1	20	$10^{11}$	15	0,8
Протонный синхротрон	0,05	80	$10^{11}$	8000	5

Внутри каждого сгустка частицы распределены во времени неравномерно, это распределение зависит от фазового движения частиц в процессе ускорения. Однако для подавляющего большинства практических применений ускорителей это не имеет существенного значения.

Энергетическое распределение.

Ускоренный пучок частиц не является строго моноэнергетическим, отдельные частицы в нем обладают несколькими отличающимися энергиями, иными словами, на выходе ускорителя имеет место энергетический разброс.

Если предположить, что распределение частиц по энергиям описывается кривой Гаусса, причем максимум распределения совпадает с номинальной энергией, то качество пучка можно охарактеризовать дисперсией. На практике принято вместо энергетического распределения приводить ширину энергетического спектра, выражая ее в килоэлектронвольтах или в процентах. При этом под абсолютной шириной энергетического спектра частиц понимается интервал энергий между ординатами, пересекающими кривую распределения на полувысоте слева и справа от максимума. Отношение абсолютной ширины энергетического спектра к энергии, соответствующей максимуму энергетического распределения, даёт относительную ширину энергетического спектра.

Иногда используется другое определение ширины энергетического спектра, когда указывается число частиц, заключенное в определенном интервале энергий, например: ширина энергетического спектра равна 5 %, в этом интервале заключено 70 % ускоренных частиц. Такое определение удобно, если энергетическое распределение не является гауссовым.

Энергетический разброс часто нежелательное явление и ограничивает возможности эксперимента, особенно при применениях ускорителей в ядерной физике. Так, для разрешения близко расположенных энергетических уровней возбуждения требуется, чтобы он был меньше, чем расстояние между этими уровнями. Поэтому при разработке ускорителей принимаются специальные меры для улучшения энергетического спектра.

Физическая природа энергетического разброса зависит от принципа действия ускорителя. Начальные флуктуации энергии возникают из-за теплового разброса по скоростям частиц в электронной пушке или инжекторе ионов. Далее частицы предварительно ускоряются высоким напряжением самого инжектора, которое не строго неизменно во времени. Затем в процессе ускорения частицы получают несколько отличные энергии, а также в процессе случайных соударений с молекулами остаточного газа внутри ускоряющей системы теряют различные энергии.

Причиной неодинаковых значений энергий, получаемых разными частицами в высоковольтных ускорителях, являются колебания ускоряющего напряжения. Для улучшения энергетического спектра принимаются меры к стабилизации напряжения. Наилучших результатов удалось добиться в электростатических ускорителях с помощью стабилизирующих схем. Электростатические ускорители благодаря этому получили наибольшее распространение для прецизионных экспериментов, несмотря на их относительно высокую стоимость.

В резонансных ускорителях энергетический разброс связан с двумя основными причинами. Первая – это неодинаковость ускоряющих сил, действующих на частицы, проходящие ускоряющий зазор в разных фазах напряжения на нем. Однако в процессе фазовых колебаний частицы попеременно попадают под действие больших и меньших ускоряющих сил, и разброс энергии уменьшается. Кроме того, фазовые колебания затухают с увеличением энергии и при достаточно большом количестве таких колебаний пучок становится все более энергетически однородным. В ускорителях, где количество

фазовых колебаний мало (например, в линейных ускорителях электронов и ионов), разброс энергий на выходе остается большим. Здесь, чтобы уменьшить разброс, применяют предварительную группировку частиц, сосредотачивая их в узком интервале фаз и добиваясь, чтобы разница в энергиях при каждом прохождении ускоряющего устройства была не слишком значительна.

Вторая причина энергетического разброса в резонансных ускорителях – нестабильность источников питания. Так, в линейных ускорителях электронов энергия на выходе изменяется из-за нестабильности мощности ВЧ-генератора, тока инжектируемых электронов, частоты генератора и т. д. Аналогичные проблемы возникают и в других ускорителях.

Следует иметь в виду, что стремление получить ускоренный пучок с меньшим энергетическим разбросом неизбежно приводит к существенным материальным затратам. Поэтому для ускорителей, применяемых для прикладных целей, не следует стремиться к ужесточению требований, предъявляемых к энергетическому спектру.

Другим путем улучшения энергетического распределения является применение электростатических и магнитных анализаторов на выходе ускорителя, выделяющих из ускоренного пучка лишь часть частиц, обладающих нужными энергетическими характеристиками. Это всегда приводит к потерям интенсивности пучка ускоренных частиц.

Для оценки возможностей различного рода ускорителей в табл. 2.2 даны их энергетические спектры, причем в отдельных случаях приводятся также данные об интенсивности пучков без применения анализаторов и с применением их.

Таблица 2.2

*Энергетические характеристики различных ускорителей*

Тип ускорителя	Внешний пучок		После анализатора	
	Интенс. средняя, мкА	Ширина энергетич. спектра, % (или кэВ)	Интенс. средняя, мкА	Ширина энергетич. спектра, %
ЭСУ	1...15000	0,25...5 кэВ	10...30	0,01
Тандем	1...100	1...5 кэВ	1...10	0,01
Циклотрон классический	10...300	1...3	–	–
Синхроциклотрон	0,01...0,1	0,1...5	–	–
Изохронный циклотрон	1...200	0,02...0,5	0,5	0,01
Линейный ускоритель электронов со специальной стабилизацией	1...1000 300 100	0,2...30 0,4 0,01	–	–
Линейный ускоритель ионов со специальной стабилизацией	1...50 1000	2...4 0,6...1	–	–

Транспортировка и преобразование пучков.

При использовании ускоренных пучков возникают вопросы, связанные со взаимным расположением ускорителя и объекта облучения, соотношением между размерами пучка и объекта, распределением плотности потока частиц на выходе ускорителя и требуемым распределением для объекта облучения. В соответствии с этим после вывода частиц из ускорителя решаются три главные задачи: транспортировка пучка до облучаемого объекта, изменение направления движения пучка, как целого, и обеспечение нужного распределения интенсивности по поверхности объекта.

Проще всего располагать объект облучения в непосредственной близости от выхода ускорителя – в вакууме или за выходным окном в атмосфере. Если необходимо,

здесь размещаются коллиматоры и поглотители для ограничения размеров пучка и выравнивания плотности потока. В большинстве установок промышленного и медицинского назначения используется именно такая схема. При выполнении экспериментов, требующих применения чистых пучков и чувствительной к помехам измерительной аппаратуры, желательно увеличить расстояние между объектом облучения и ускорителем. Тогда ускоренный пучок необходимо транспортировать на некоторое расстояние.

Основная задача транспортировки пучков заключается в том, чтобы сохранить интенсивности и поперечные размеры потока частиц. Транспортировка осуществляется в вакууме для предотвращения потерь частиц из-за соударений с молекулами газа, для чего изготавливаются ионо- или электропроводы, которые состоят из полых металлических труб, откачанных до высокого вакуума. Необходимыми элементами их являются вакуумные задвижки, позволяющие разделить отдельные части друг от друга и от вакуумной системы ускорителя. Вдоль ионопроводов располагают электрические или магнитные линзы, которые обеспечивают транспортировку пучка. Здесь же размещают устройства для поворота пучка в целях изменения его направления или выделения части частиц, обладающих определенной энергией. При применении ускорителей для выполнения многоцелевых исследовательских программ, когда время подготовки к эксперименту больше, чем само время эксперимента, или слишком велики интенсивности, пучки разводятся по нескольким каналам. Устройства, распределяющие пучок по разным каналам, иногда позволяют работать на нескольких каналах одновременно. Для фокусировки пучка в процессе транспортировки применяются аксиально-симметричные или квадрупольные линзы.

При расчетах транспортировки пучка также широко используется понятие эмиттанса пучка и обращается серьезное внимание на изменение распределения плотности потока частиц вследствие неточностей изготовления элементов канала. В некоторых случаях целесообразно изменение направления движения пучка. Так, поворот горизонтального пучка на  $90^\circ$  позволяет получить вертикальный пучок. Поворот пучка можно осуществить электрическим полем, перпендикулярным к направлению движения, или магнитным полем. Отклонения электрическим полем используется для пучков небольших энергий. Магнитные поворотные системы удобнее, так как магнитное поле создается полюсами, расположенными вне вакуумного тракта. При повороте пучка появляется возможность не только производить анализ частиц по энергиям, но и осуществлять фокусировку.

Кроме постоянных полей в системах отклонения могут применяться переменные во времени поля – периодически изменяющиеся или импульсные. Назначение таких полей – распределение пучка по нескольким каналам или выделение части потока заряженных частиц для контрольных замеров параметров самого пучка в процессе применения ускорителя. В последнем случае необходимости приостанавливать основной процесс, для которого ускоритель используется. Кроме того, импульсная система позволяет экономить мощность питания системы отклонения.

Распределение интенсивности пучка в поперечном направлении неоднородно и, как уже упоминалось ранее, бывает необходимо уменьшить эту неоднородность. Самый простой способ увеличения однородности – применение коллиматоров, выделяющих центральную часть пучка, так, чтобы разница в плотности потока не превышала допустимой, причем потери пучка будут тем большими, чем жестче требования к однородности. Другим способом получения более равномерного распределения интенсивности пучка без потерь частиц является применение кольцевой электростатической линзы, которая преобразует гауссово распределение почти в прямоугольное, накладывая хвосты распределения на его центральную часть.

Поперечные размеры пучка на выходе ускорителя обычно не превышают 1 см, в то время как для многих применений требуется облучать значительно большие площа-

ди. Для увеличения размера площади, покрываемой пучком, при одновременном понижении плотности потока частиц применяют *развертывающие устройства*. Для развертки пучка используются в принципе те же самые методы отклонения пучка от оси с помощью магнитного или электростатического поля, при этом характеристики поля изменяют определенным образом во времени.

Практическая реализация развертки пучка на площадь в целях равномерного распределения облучения по поверхности может осуществляться или перемещением объекта излучения под пучком механическим способом, или разверткой пучка на площадь, или смешанным способом, в котором одновременно применяется отклонение пучка и перемещение объекта. Последний способ в основном применяется в радиационных установках с ускорителями электронов.

Если развертываемый пучок немоноэнергетичен, то конструируют специальные отклоняющие системы, учитывающие зависимость энергии ускоренного пучка от времени и позволяющие обеспечить равномерное распределение дозы по поверхности. Кроме разверток в двух взаимно перпендикулярных направлениях в специальных случаях могут применяться более сложные типы разверток, например, спиральная.

Другая задача – перемещение пучка с помощью развертывающих устройств по облучаемому объекту с определенной скоростью по сложной траектории – также чрезвычайно важна и перспективна для некоторых применений. Примером может служить технологический процесс изготовления интегральных схем методом имплантации ионов без применения масок. Для управления смещением пучка используются компьютеры, управляющие изменением отклоняющих полей в соответствии с конкретной задачей.

## 2.2. Вторичное излучение ускорителей

Вторичное излучение получается в результате взаимодействия ускоренных частиц с мишенями или с электрическими, или с магнитными полями. Так, с помощью ускорителей на небольшие энергии получают мощные пучки *тормозного излучения и нейтронов*. В ускорителях на высокие энергии вторичными излучениями могут быть *потоки позитронов, мезонов, нейтрино и античастиц*. При взаимодействии электронов с магнитным полем самого ускорителя или специальной магнитной системой с периодически изменяющимися в пространстве магнитными полями возникает *синхротронное или ондуляторное* излучение. Наконец, вторичным излучением можно назвать излучение *радиоактивных изотопов*, образующихся при бомбардировке мишеней потоками заряженных частиц.

Вторичное излучение можно описать тем же набором характеристик, что и первичное. Одни характеристики вторичного излучения повторяют характеристики первичного. Такова, например, временная структура тормозного излучения и вторичных нейтронных пучков. Для ряда других характеристик главными являются процессы, происходящие в мишени.

Мишень существенно влияет на характеристики получаемого вторичного излучения вследствие сложных процессов, происходящих в ней. Применяя разные мишени, можно получать различные вторичные излучения на одном и том же ускорителе. С другой стороны, характеристики вторичного излучения зависят от параметров первичного пучка. Для генерации того или иного вида вторичного излучения требуются определенные энергии частиц первичного пучка.

В ускорителях на малые энергии вторичные излучения ограничены, главным образом, тормозным излучением и нейтронами, которые генерируются только во время работы ускорителя. Интенсивность вторичного излучения прямо пропорциональна интенсивности первичного и повторяет его временную структуру за исключением случа-

ев, когда состав мишени при облучении меняется. Однако энергетические характеристики и пространственное распределение вторичного излучения отличны от аналогичных распределений первичного. Формирование пучка (фокусировка, расфокусировка и изменение направления движения) должно производиться до мишени. Само же вторичное излучение (тормозное или нейтронное) можно формировать после мишени только пассивными методами – применением различных фильтров и экранов.

Несколько особняком стоят мишени для получения изотопов, так как их вторичное излучение используется не сразу в процессе получения, а позднее, в совершенно других условиях.

На ускорителях высоких энергий можно получать пучки мезонов, причем отрицательные  $\pi$ -мезоны уже нашли практическое применение. Используется также синхротронное излучение.

Тормозное излучение.

Для получения тормозного излучения (ТИ) используются, главным образом, ускорители электронов. Интенсивность ТИ при взаимодействии пучка электронов с мишенью зависит от четырех основных факторов: тока электронов, их энергии, материала мишени и ее толщины.

Интенсивность ТИ пропорциональна току электронов и более резко возрастает с увеличением энергии. На рис. 2.3 показана зависимость мощности экспозиционной дозы ТИ от энергии при оптимальной мишени в рентгенах в 1 мин на расстоянии 1 м от мишени в направлении пучка на 1 мкА тока электронов.

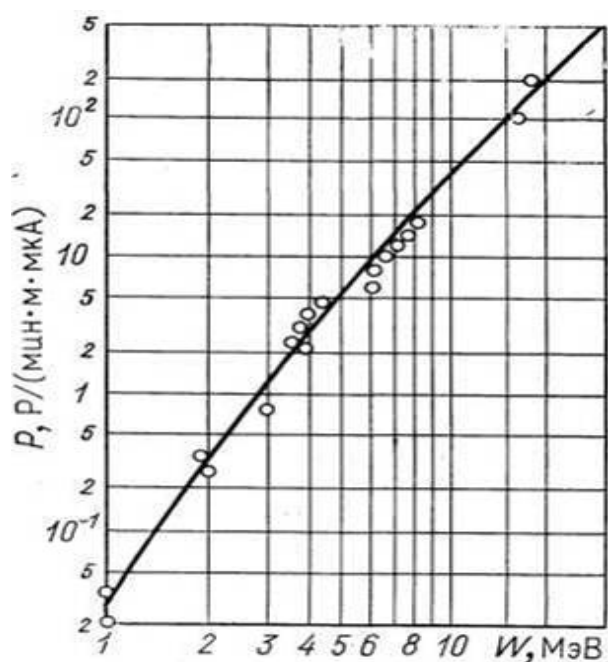


Рис. 2.3. Зависимость мощности дозы ТИ от энергии электронов

Используя приведенную зависимость, легко определить, что мощность экспозиционной дозы излучения, которую можно получить от линейного электронного ускорителя с энергией электронов  $W = 5$  МэВ и средним током  $I = 100$  мкА на расстоянии 1 м от мишени, равна 500 Р/мин. В интервале энергий от 5 до 50 МэВ кривая легко интерполируется зависимостью:

$$P \sim 0,04W^3 I \text{ [МэВ} \cdot \text{мкА]}. \quad (2.3)$$

Выбирая материал для мишени, принимают обычно во внимание не только интенсивность ТИ, которая возрастает квадратично с увеличением заряда ядер вещества, но также доступность и дешевизну материала и его физические свойства, главным из которых является температура плавления. Поскольку большая часть энергии электронов (75 % и более) при взаимодействии с мишенью превращается в тепло, то, как правило, из соображений теплостойкости в качестве материалов мишени используют тантал  $Z = 73$  или вольфрам  $Z = 74$ . Температура плавления вольфрама составляет  $3380^\circ\text{K}$ , в то время как соответствующие значения для золота ( $Z = 79$ ) –  $1063^\circ\text{K}$ , а урана ( $Z = 92$ ) –  $1133^\circ\text{K}$ . Кроме того, в урановой мишени могут генерироваться нейтроны.

При определении толщины мишени следует учитывать два конкурирующих фактора: во-первых, чем толще мишень, тем большая доля кинетической энергии электронов преобразуется в энергию ТИ; во-вторых, при увеличении толщины начинает сказываться поглощение ТИ в материале мишени. Поэтому зависимость интенсивности ТИ от толщины мишени носит экстремальный характер, но имеет довольно пологий максимум. Оптимальная толщина мишени для вольфрама равна примерно 1 мм, что составляет 0,3 радиационной длины для энергий (3...10) МэВ. Оценивая интенсивность ТИ, обычно считают, что мишень имеет оптимальную толщину, т. е. обеспечивает максимальный выход ТИ.

При торможении электронов в мишени возникает поле тормозного излучения с широким спектром энергий от очень мягких  $\gamma$ -квантов до квантов, обладающих энергией, равной максимальной энергии электронов.

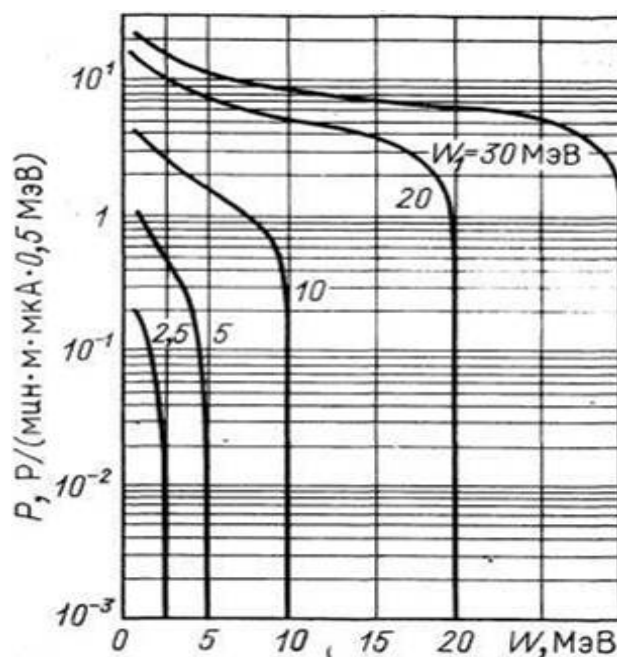


Рис. 2.4. Спектральное распределение мощности дозы тормозного излучения при различных энергиях первичного электронного пучка

Спектральное распределение мощности дозы ТИ для различных значений энергии ускоренных электронов на расстоянии 1 м от оптимальном мишени приводится на рис. 2.4. Аналогичными кривыми описывается энергетическое распределение плотности потока  $\gamma$ -квантов.

Чтобы получить информацию о полях ТИ в пространстве после мишени ускорителя, необходимо знать размеры пучка электронов, его расходимость на мишени и, кроме того, угловое распределение возникающего ТИ. При торможении в мишени

электронов малой энергии максимальная интенсивность излучения наблюдается в направлении, перпендикулярном движению пучка. С ростом энергии излучение становится все более направленным вперед по движению пучка. Зависимость интенсивности ТИ от угла излучения для разных энергий первичного пучка электронов, построенная для наглядности в полярных координатах, приведена на рис. 2.5. Здесь угловое распределение в логарифмическом масштабе показано в долях интенсивности излучения в прямом направлении. Изображенные на рисунках зависимости являются расчетными и не учитывают расходимости самого электронного пучка. Кроме того, следует принимать во внимание, что все эти распределения относятся к идеальному случаю, когда в любой точке окружающего пространства рассматривается только излучение, попадающее и не непосредственно от мишени. В реальных условиях промышленного цеха или исследовательской лаборатории в любой точке кроме излучения от мишени будет присутствовать рассеянное излучение, а также излучение, отраженное от защитных стен и оборудования, расположенного в помещении. Поэтому соответствующие картины распределения доз излучения будут сильно искажены.

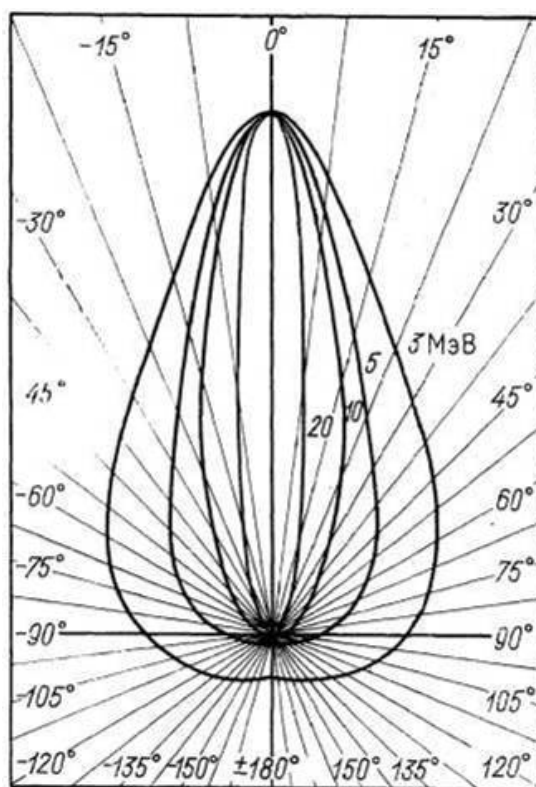


Рис. 2.5. Зависимость углового распределения тормозного излучения от энергии первичного пучка электронов

### Нейтроны.

Начиная с определенных пороговых энергий (для вольфрама – 8, а для бериллия – 1,7 МэВ), (помимо ТИ) в мишени начинают генерироваться нейтроны. Выход нейтронов при пороговых значениях энергии чрезвычайно мал, но возрастает с ее увеличением. Обычно считается, что нейтронными потоками можно пренебречь, если энергия электронов не превышает 10 МэВ и в экспериментальном зале нет конструкционных материалов с низким значением пороговых реакций для получения нейтронов. В качестве источников нейтронов чаще всего используют циклотроны и ускорители трансформаторного типа (генераторы нейтронов). На циклотронах нейтроны обычно получают при облучении бериллиевой мишени пучком дейтронов с энергиями в интервале от



8 до 50 МэВ. При этом энергетический спектр нейтронов простирается практически от нуля до энергии, близкой к энергии падающих на мишень дейтонов (рис. 2.6). Нейтроны испускаются преимущественно в направлении вперед (рис. 2.7). Достижение наиболее высокого выхода нейтронов в единицу времени необходимо даже тогда, когда высокой интенсивности нейтронного излучения и не требуется. При высоком выходе можно за счет потери интенсивности, например, хорошо сфокусировать пучок или отфильтровать его от мешающего сопутствующего излучения.

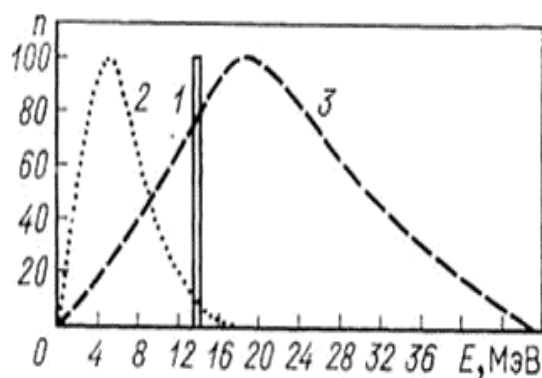


Рис. 2.6. Спектры нейтронов получаемых:  
 1 – на генераторе нейтронов при  $T(d,n)$  – реакции;  
 2, 3 – на циклотроне при  $Be(d,n)$  – реакции и энергиях дейтонов соответственно 16 и 50 МэВ

При данной энергии дейтонов выход нейтронов с бериллиевой мишени пропорционален ионному току и ограничен величиной этого тока и теплоотводом с мишени. Выход нейтронов на единицу тока дейтонов резко возрастёт с увеличением энергии последних. Так эксперименты с «толстой» (1 см) мишенью, когда задерживаются все падающие на нее дейтоны, показали, что для энергий дейтонов 16, 33 и 50 МэВ выходы нейтронов составляют соответственно  $3,1 \cdot 10^{10}$ ,  $2,7 \cdot 10^{11}$  и  $5,8 \cdot 10^{11}$  нейтрон/(с·мкА) на 1 стерадиан в направлении вперед. В непосредственной близости от мишени можно облучать небольшие объекты, но при плотности потока порядка  $10^{11}$  нейтрон/(см<sup>2</sup>·с), что сравнимо с плотностями потоков быстрых нейтронов в некоторых реакторах.

Число сопутствующих  $\gamma$ -квантов составляет не более 10 % числа генерируемых на бериллиевой мишени нейтронов, и эта доля уменьшается с увеличением энергии дейтонов.

На мишенях из более тяжелых элементов, чем бериллий, выход нейтронов на единицу тока значительно ниже и использование этих мишеней может быть обусловлено, главным образом, техническими причинами. Что касается мишеней из более легких элементов, то на одном из циклотронов в ФРГ в качестве мишени был использован дейтериевый газ, который обеспечивает больший выход на единицу тока, чем из бериллиевой мишени. Однако спектр нейтронов получается более сложным.

В генераторах нейтронов, ускорителях трансформаторного типа, где первичный пучок ускоряется напряжением в сотни киловольт, используется ядерная реакция дейтерия с тритием, в результате которой получают практически моноэнергетические нейтроны с энергией (14...15) МэВ (см. рис. 2.6, кривая 1), обладающие изотропным угловым распределением.

Сравнивая циклотроны с генераторами нейтронов, следует отметить, что циклотроны имеют преимущество в отношении достижения больших выходов нейтронов в единицу угла. На них можно варьировать энергию, а точнее, энергетический спектр нейтронов. Нейтронный пучок циклотронов обычно стабилен во времени. С другой стороны, генераторы нейтронов компактны, сравнительно дешевы, просты в обслуживании, допускают изменение направления нейтронного пучка.

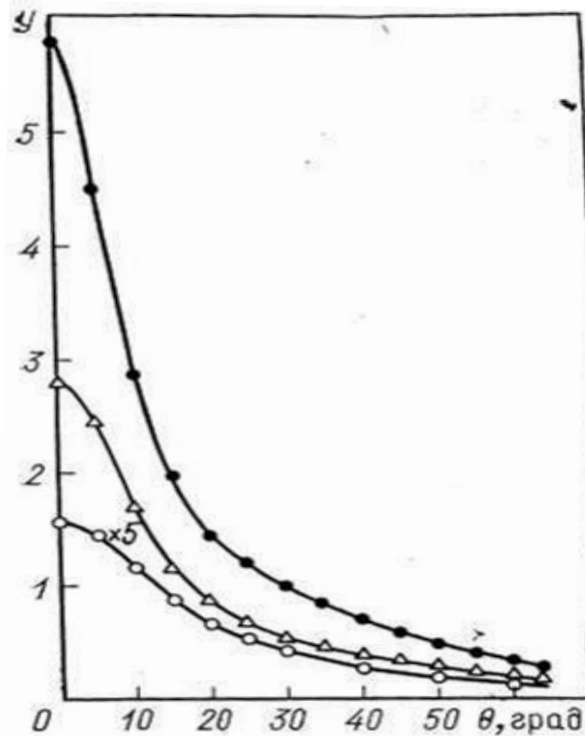


Рис. 2.7. Угловое распределение нейтронов, получаемых при  $Be(d,n)$ -реакции и различных энергиях дейтронов:

● — 50;  $\Delta$  — 33;  $\circ$  — 16 МэВ. Выход нейтронов у выражен в  $10^{11}$  нейтрон/(мкА·с·ср)

Можно использовать для получения нейтронов и другие ускорители. Так, электростатические ускорители удобны для получения низкоэнергетических нейтронов с энергиями в сотни или даже десятки килоэлектронвольт. Низкоэнергетические нейтроны, в частности, получают при взаимодействии протонов с мишенью из лития.

#### Нейтронные пучки ядерных реакторов.

Ядерные реакторы также могут рассматриваться как источники высокоэнергетического излучения, прежде всего, нейтронов и гамма-квантов.

Широкое использование реактора как источника нейтронов объясняется его огромной мощностью. Через поверхность активной зоны мощного реактора проходит до  $10^{17} \dots 10^{18}$  нейтрон/сек, что на много порядков больше, чем мощность любого нейтронного источника, за исключением атомной бомбы. Огромные потоки нейтронов из активной зоны позволяют создавать хорошо коллимированные (с углом расходимости  $1 \dots 5^\circ$ ) пучки нейтронов с интенсивностью до  $10^{10}$  нейтрон/сек. Интервал энергий, которыми могут обладать нейтроны в таком пучке, чрезвычайно широк: от холодных нейтронов с энергиями меньше  $10^{-3}$  эВ до быстрых с энергиями до 20 МэВ. Энергетическое распределение нейтронов в пучке можно описать (за исключением нескольких специальных случаев) плавной функцией. Нейтроны в реакторе или возникают в процессе деления (мгновенные нейтроны деления), или испускаются радиоактивными ядрами в цепочках распада продуктов деления (запаздывающие нейтроны), или в  $(\gamma, n)$ -реакциях. Во всех этих случаях спектр испускаемых нейтронов сплошной. Распределение нейтронов по энергиям в основном процессе — делении ядра — слабо зависит от того, какое ядро делится. Функция, описывающая это распределение, имеет максимум в области энергии около 1 МэВ и несимметрична относительно этого максимума. Существует много эмпирических формул, описывающих спектр нейтронов деления. Одна из наиболее простых:

$$F\{ E_n \} = 0,77 E_n^{1/2} \exp[-0,776 E_n] \quad (2.4)$$

где  $E_n$  – в [МэВ]. Эта формула описывает экспериментальный спектр с погрешностью примерно до 10 % вплоть до 9 МэВ.

Однако спектр нейтронов в реакторе, а также в канале, ведущем к активной зоне или отражателю реактора, не описывается этой формулой во всем диапазоне энергий, поскольку спектр нейтронов в реакторе устанавливается в результате многократных упругих и неупругих столкновений нейтронов с ядрами, содержащимися в активной зоне. Поэтому реальный спектр нейтронов в реакторе содержит существенно больше нейтронов с малыми энергиями, чем спектр деления. Степень деформации спектра деления зависит от состава активной зоны и отражателя. Для реактора на быстрых нейтронах деформация существенно меньше, чем для реактора на тепловых нейтронах. Можно считать, что лишь спектр нейтронов с энергиями больше (3...4) МэВ может аппроксимироваться формулой (2.4) безотносительно к типу реактора. В большом объеме замедлителя, расположенного у активной зоны реактора любого типа, хорошей аппроксимацией истинного распределения медленных и промежуточных нейтронов, т. е. нейтронов с энергиями большими, чем характерная энергия для нейтронов, находящихся в тепловом равновесии со средой (тепловых нейтронов), и меньшими 0,2 МэВ, является спектр Ферми

$$F\{ E_n \} = \text{const}/E_n, \quad (2.5)$$

Приближенно энергетическое распределение нейтронов в активной зоне теплового реактора изображено на рис. 2.8, кривая 1.

Для увеличения числа тепловых нейтронов используют так называемые *тепловые колонны*, т. е. большие блоки материала, обладающего хорошими замедляющими свойствами (малой атомной массой) и малым сечением поглощения. Чаще всего используется графит. Чем больше блок замедлителя, тем больше число нейтронов, находящихся в тепловом равновесии со средой. Тепловые нейтроны можно легко отделить от нейтронов с большими энергиями с помощью поглотителя из кадмия, имеющего сильный резонанс в сечении поглощения при энергии 0,176 эВ. Используя фильтры из Бора, сечение поглощения в котором обратно пропорционально скорости нейтрона, можно изменять форму спектра нейтронов в диапазоне от тепловых энергий до до энергий в десятки килоэлектронвольт. В активной зоне реактора на быстрых нейтронах практически нет нейтронов с энергией меньше 1 кэВ, а спектр нейтронов имеет максимум в районе около сотни килоэлектронвольт. Однако спектр может быть сильно изменен при прохождении нейтронов через отражатель и в нем могут появиться нерегулярности, связанные с зависимостью сечения взаимодействия материала отражателя от энергии нейтронов.

Реактор как источник  $\gamma$ -квантов.

В каждом ядерном превращении (за исключением тормозного излучения  $\beta$ -частиц, вклад которого в полную энергию, уносимую  $\gamma$ -квантами, мал) возникают  $\gamma$ -кванты с дискретным спектром; однако огромное число возможных энергий квантов, а также рассеяние с изменением энергии  $\gamma$ -квантов на атомах, приводят к тому, что реальный спектр из активной зоны любого реактора можно считать непрерывным. И лишь в тех случаях, когда преобладает один из возможных процессов, например, захват нейтронов водородом в водяном отражателе теплового реактора, можно обнаружить отдельные линии на фоне сплошного распределения.

Основным процессом, приводящим к появлению  $\gamma$ -излучения в активной зоне реактора, является излучение из возбужденных осколков деления – так называемые мгновенные  $\gamma$ -кванты деления,  $\gamma$ -излучение продуктов деления и  $\gamma$ -излучение из

( $n, \gamma$ )-реакции. Менее существенны (по интенсивности) такие источники, как реакция неупругого рассеяния быстрых нейтронов, распад радиоактивных ядер в конструкционных материалах активной зоны, аннигиляция позитронов и тормозное излучение.

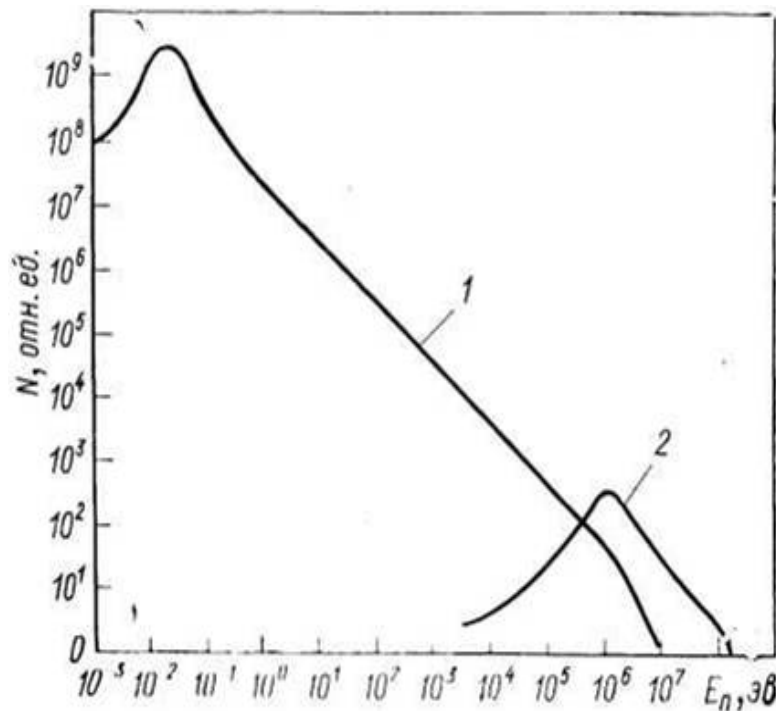


Рис. 2.8. Энергетическое распределение нейтронов:

1 – в активной зоне теплового реактора;

2 – выходящие из свинцовой мишени, облучаемой протонами с энергией 150 МэВ

Энергия, уносимая  $\gamma$ -излучением в процессе деления, равна примерно 8 МэВ, еще около 6 МэВ приходится на  $\gamma$ -излучение из продуктов деления и приблизительно столько же возникает при захвате нейтронов в конструкционных материалах активной зоны и в топливе без деления. Известно, что каким бы способом не было возбуждено ядро, вероятность электромагнитного перехода мала, если энергия возбуждения заметно больше энергии связи нейтрона в ядре, которая не превосходит 6...8 МэВ, за исключением самых легких ядер, которых в активной зоне обычно нет. Следовательно, энергетическое распределение  $\gamma$ -квантов в активной зоне должно резко обрываться при энергиях примерно 7...8 МэВ. Поскольку вероятность однофотонных переходов, при которых  $\gamma$ -квант уносит всю энергию возбуждения, мала, а рассеяние  $\gamma$ -квантов в активной зоне приводит к уменьшению их энергии, следует ожидать, что энергетическое распределение  $\gamma$ -квантов будет характеризоваться резким подъемом в области малых энергий. Действительно, суммарный спектр  $\gamma$ -квантов от всех источников внутри активной зоны хорошо аппроксимируется выражением:

$$F\{E\gamma\} = \text{const} \cdot \exp(-1,1E\gamma), \quad (2.6)$$

где  $E\gamma$  выражено в мегаэлектронвольтах.

Эта формула справедлива в интервале энергий (0,5...7) МэВ. Интересно, что спектр  $\gamma$ -квантов в активной зоне реактора совсем не зависит от топлива и очень слабо зависит от состава зоны.

Полное число  $\gamma$ -квантов, выходящих из активной зоны реактора, зависит не от его полной мощности, а от удельной мощности, поскольку  $\gamma$ -кванты выходят не из всего

объема активной зоны, а лишь с некоторой глубины. Гамма-кванты, рожденные в глубине активной зоны, там и поглощаются. Эффективная толщина слоя, из которого  $\gamma$ -кванты могут достичь поверхности зоны, приближенно равна средней длине пробега  $\gamma$ -квантов до взаимодействия, т. е.  $(10...30)$  г/см<sup>2</sup>. При плотности тепловыделения  $40...100$  Вт/см<sup>3</sup> интенсивность  $\gamma$ -излучения на поверхности активной зоны составляет около  $10^{14}$  МэВ/(см<sup>2</sup>сек).

#### $\pi$ -Мезоны.

$\pi$  – мезоны (пионы) – группа из трёх нестабильных бесспиновых частиц – двух заряженных ( $\pi^+$  и  $\pi^-$ ) и нейтральной ( $\pi^0$ ), относящихся к классу *адронов* и являющихся среди них наиболее легкими.  $\pi$ -мезоны получают на протонных ускорителях в результате ядерных взаимодействий ускоренных протонов с нуклонами атомных ядер мишени. Пионы были открыты в космических лучах. В лабораторных условиях заряженные пионы были впервые получены в 1948 г. на протонном ускорителе в Беркли. Обладая массой покоя  $\sim 140$  МэВ, заряженные пионы требуют для своего рождения затраты энергии, не меньше некоторой пороговой величины. Так, для рождения пиона в процессе столкновения двух нуклонов  $N+N \rightarrow N+N+\pi$ , необходимо, чтобы кинетическая энергия налетающего нуклона (в лабораторной системе) была выше пороговой энергии, равной 292 МэВ. Заметим, что для *фоторождения* пионов на пучке фотонов  $\gamma+N \rightarrow \pi+N$ , пороговая энергия составит  $\sim 150$  МэВ. Поэтому получение вторичных пионных пучков возможно лишь на ускорителях на столь высокие энергии. Выход пионов возрастает с увеличением энергии. Например, при энергии протонов 1000 МэВ получается приблизительно один пион на соударение.

Пионы являются носителями взаимодействия между нуклонами и прежде были предметом изучения лишь теоретической физики. Однако в настоящее время отрицательные пионы нашли практическое применение в медицине благодаря особенностям их взаимодействия с веществом.

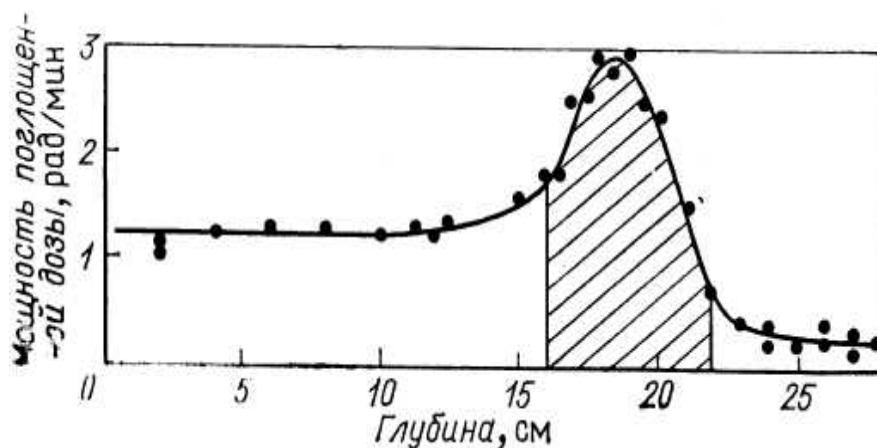


Рис. 2.9. Распределение мощности дозы в воде (или ткани) при облучении пучком  $\pi$ -мезонов с импульсом 171 МэВ/с

В биологических тканях пионы теряют энергию из-за ионизации. Вплоть до конца пробега их энергетические потери относительно малы. Но в конце пробега они резко возрастают. Кроме того, отрицательные пионы захватываются атомами, образуя *пи-мезонные атомы*. Путём каскадных переходов пионы достигают орбит, очень близких к ядру и, наконец, захватываются им. Этот процесс происходит намного быстрее, чем распад пионов, время жизни которых равно 26 нс. В ядро вносится энергия 140 МэВ,

в результате чего оно разрушается с испусканием протонов, нейтронов,  $\alpha$ -частиц и более тяжелых ионов. Их энергия поглощается локально в конце пробега пиона. Так как проникающая способность пионов велика, представляется возможным преимущественное облучение некоторой предопределенной области внутри крупного объекта, причем, вторичными частицами с высокой линейной передачей энергии (ЛПЭ).

Пучками заряженных пионов можно управлять с помощью электромагнитных линз. Все эти возможности привлекательны для лучевой терапии. Поэтому практическое использование пионов началось именно в этой области. Распределение мощности поглощенной дозы по глубине, создаваемое пионами, приведено на рис. 2.9.

### 2.3. Синхротронное излучение

Синхротронное излучение, возникающее в электронных ускорителях, тоже является вторичным излучением, но его уникальные свойства заслуживают отдельного рассмотрения.

Электрон, вращающийся по окружности в магнитном поле, излучает электромагнитную энергию. Такое излучение имеет место при любом движении электрона по искривленной траектории и может быть получено также при прохождении частицы через специально сформированное магнитное поле с многократным изменением направления движения. Излучение такого типа называют *синхротронным* (СИ).

Синхротронное излучение характеризуется очень широким диапазоном частот – от миллиметровых волн до рентгеновского излучения, перекрывая инфракрасную, видимую и ультрафиолетовую области. Для релятивистских электронов излучение направлено по касательной к орбите движения частиц и сосредоточено в угле, определяемом отношением энергии покоя к полной энергии. Излучение поляризовано. Излучение в синхротронах имеет специфическую временную структуру с периодом повторения (50...60) Гц, а в накопительных кольцах может генерироваться в течение нескольких десятков часов и имеет более стабильные характеристики.

Синхротронное излучение можно использовать как источник информации о поведении пучка в ускорителях. Ускоритель или накопительные кольца можно применять как источник электромагнитного излучения, особенно в спектроскопических исследованиях газов и твердых тел в области крайнего ультрафиолетового излучения. Синхротронное излучение можно использовать при измерении поглощения и отражения, вторичной эмиссии фотонов и электронов, в структурном анализе, молекулярной биологии. СИ успешно применяется в ядерной физике, кристаллографии, нелинейной оптике, голографии и т. п. Синхротронное излучение можно использовать также как стандарт интенсивности в генерируемом диапазоне частот.

Таблица 2.3

Некоторые характеристики ускорителей и накопителей для получения СИ

Электронный синхротрон или накопитель	Энергия, ГэВ	Радиус, м	Ток, мА	Граничн. дл. волн. СИ, $\text{Å}$
Синхротрон (Национальное бюро стандартов, Вашингтон)	0,18	0,83	1	800
Накопительное кольцо (АСО, Орсе, Франция)	0,55	1,1	100	30
Синхротрон (ФИАН, Москва, СССР)	0,68	2,0	–	35,6
Синхротрон (Фраскати, Италия)	1,1	3,6	–	15
Накопительное кольцо (Станфорд, США)	2,5	12,7	250	4,5
Синхротрон (Дарсбэри, Англия)	5,0	20,8	40	1,8
Синхротрон (Гамбург, ФРГ)	7,5	31,7	10...30	0,42

Синхротронное излучение можно использовать как источник информации о поведении пучка в ускорителях. Ускоритель или накопительные кольца можно применять как источник электромагнитного излучения, особенно в спектроскопических исследованиях газов и твердых тел в области крайнего ультрафиолетового излучения. Синхротронное излучение можно использовать при измерении поглощения и отражения, вторичной эмиссии фотонов и электронов, в структурном анализе, молекулярной биологии. СИ успешно применяется в ядерной физике, кристаллографии, нелинейной оптике, голографии и т. п. Синхротронное излучение можно использовать также как стандарт интенсивности в генерируемом диапазоне частот.

Данные о параметрах некоторых источников СИ приводятся в табл. 2.3.

Спектральные характеристики СИ.

Для описания спектральных характеристик СИ используют понятие *критической частоты*  $\nu_c$ , *критической длины волны*  $\lambda_c$  и *критической энергии*  $\varepsilon_c$ , которые естественно связаны между собой обычными простыми соотношениями. Эти характеристики широко используются на практике для оценки параметров источников СИ, поэтому их следует хотя бы кратко перечислить здесь.

*Критическая частота* спектра СИ из поворотного магнита:

$$\nu_c = 3eH\gamma^2/(4\pi m_0 c), \quad (2.7)$$

где  $e$  – заряд частицы (для электрона равен 1),  $H$  – составляющая магнитного поля перпендикулярная траектории движения частицы,  $\gamma$  – Лоренц-фактор. Характеристическая частота  $\nu_{\max}$ , на которую приходится максимум в спектре излучения частицы связана с критической частотой соотношением  $\nu_{\max} \approx 0,29 \nu_c$ .

Понятие *критической длины волны* прямо вытекает из критической частоты и имеет вид:

$$\lambda_c = 4\pi R/[3(E/m_0 c^2)^3] = 4\pi R/(3\gamma^3), \quad (2.8)$$

откуда  $\lambda_c$  в ангстремах можно выразить, как

$$\lambda_c = 18,64/(BE^2), \quad (2.9)$$

где  $B$  представляет индукцию поворачивающего поля в единицах [Тл], которое для удержания электрона на равновесной орбите должно равняться  $3,34E/R$ ; энергия электрона  $E$  выражена в [ГэВ], а радиус кривизны  $R$  траектории электрона в магнитном поле берётся в [метрах]. В соответствие со спектральной частотой, на которую приходится максимум излучения, длина волны максимума спектра СИ из поворотного магнита оказывается приблизительно в 3 раза больше критической длины волны, т. е.  $\lambda_{\max} \approx 3\lambda_c$ .

Выражение для критической длины волны легко получается из хорошо известной связи между длиной волны  $\lambda$  и энергией  $E$ :

$$\lambda [\text{Å}] = 12,398/\varepsilon [\text{кэВ}], \quad (2.10)$$

которая вытекает из преобразования  $\lambda = c/\nu = hc/\varepsilon$ , где  $h$  – постоянная Планка.

*Критическую энергию* фотонов в спектре СИ можно представить как

$$\varepsilon_c [\text{кэВ}] = BE^2. \quad (2.11)$$

Отсюда следует, что критическая энергия синхротронного излучения растёт с увеличением энергии синхротрона пропорционально  $BE^2$ , то есть спектр сдвигается в сторону более жесткого излучения при увеличении энергии ускоренных частиц или с ростом магнитного поля искривляющего их траекторию. Видно, что энергия синхротрона влияет на критическую энергию спектра значительно сильнее, чем магнитное поле.

Критическая энергия представляет средневзвешенное значение энергии фотонов, образующих спектр СИ. Суть этого параметра будет ясна, если построить график спектра СИ в виде зависимости числа фотонов регистрируемых в единицу времени от энергии этих фотонов (рис. 2.10).

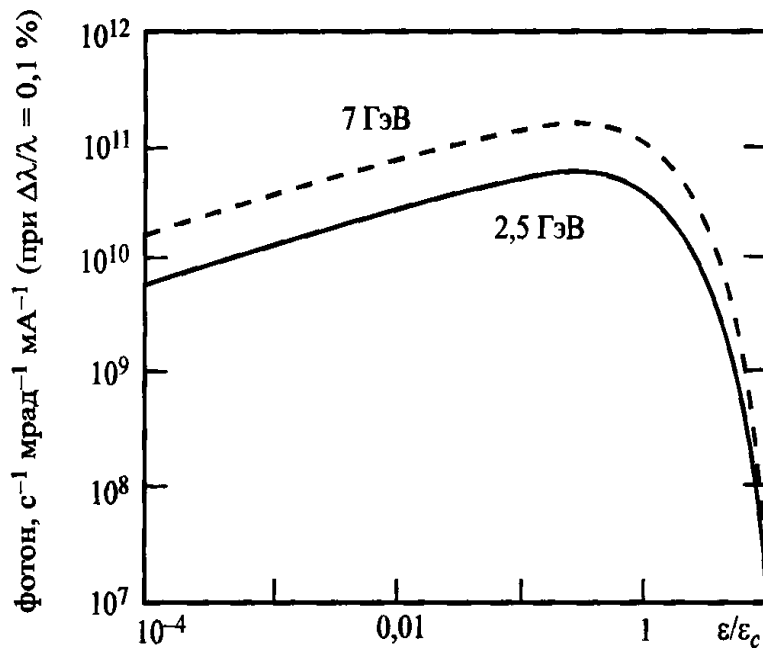


Рис. 2.10. Функция распределения интенсивности СИ от энергии фотонов

Спектр СИ представлен виде потока излучения, проинтегрированного по вертикальному углу испускания при малом горизонтальном угле и приведенного к току электронов в синхротроне (т. е. поток фотонов на единицу тока электронов). Распределение построено в форме зависимости от энергии фотонов в единицах критической энергии, что позволяет строить на одном графике спектры для разных энергий синхротрона. Площадь между спектральной кривой и абсциссой графика, как обычно, представляет полную мощность излучения в спектре. Средневзвешенная энергия, называемая критической энергией  $\epsilon_c$ , определяется так, что если через ее значение на графике спектра провести ординату, то она разделит площадь под спектральной кривой (т. е. полную мощность излучения) на две равные части, которые будут расположены справа и слева от  $\epsilon_c$ , но одна половина полной мощности СИ будет образована фотонами с энергией  $\epsilon > \epsilon_c$ , а вторая половина мощности фотонами с  $\epsilon < \epsilon_c$ .

Не следует путать мощность излучения с числом формирующих эту мощность фотонов. Число фотонов, образующих правую половину полной мощности спектра, должно быть существенно меньше, чем число фотонов в левой части, поскольку каждый фотон из правой половины несет гораздо больше энергии. Обычно высокоэнергетическая половина мощности содержит всего лишь около 9 % полного числа фотонов спектра. Понятие критической энергии оказалось настолько удобным и полезным, что с тех пор всегда используется для характеристики эмиссионных спектров источников СИ.

Критическая энергия и критическая длина волны синхротронного спектра являются очень емкими характеристиками источников СИ, так как позволяют провести почти полную оценку параметров спектра и содержат информацию о магнитных полях или энергии накопительного кольца, поэтому обычно спектры синхротронного излучения из поворотных магнитов приводятся с указанием одной из этих характеристик и энергии пучка, при которой они были вычислены или измерены.



Характеристики и единицы интенсивности СИ.

Чрезвычайно важными для проведения рентгеноструктурных и рентгеноспектральных исследований являются характеристики интенсивности и яркости источников излучения.

Мера интенсивности предпочтительная для экспериментатора, проводящего измерения с использованием синхротронного излучения (или излучения рентгеновской трубки) зависит от типа эксперимента, который он собирается проводить.

Например, при исследовании образца, размер которого больше сечения пучка и который принимает на себя все синхротронное излучение, суммарная мощность и радиационное воздействие которого могут быть разрушительны для образца, важным является *полный поток* [фотон/с], характеризующий интенсивность пучка.

Для исследователя, работающего с маленькими образцами, размер которых меньше сечения пучка излучения, обычно важен не полный поток излучения, а *плотность потока*, то есть число фотонов, проходящее через единицу площади сечения перпендикулярного потоку, выражаемое в единицах [фотон/с/мм<sup>2</sup>].

Однако, эта величина при расходящихся пучках меняется обратно пропорционально квадрату расстояния до источника излучения и требует постоянной корректировки при изменении геометрии эксперимента. Поэтому для оценок плотности потока фотонов в пучках СИ чаще используют более инвариантную не зависящую от расстояния характеристику, называемую *светимостью источника*, определяемую концентрацией фотонов в единичном телесном угле. Светимость излучения обычно измеряется в единицах [фотон/с/мрад<sup>2</sup>]. Данная характеристика одинаково пригодна для оценки потоков фотонов из любых источников СИ.

При работе с пучками СИ из поворотных магнитов экспериментатор часто стремится оценить максимальное число фотонов, попадающих на его образец. Поскольку пучки из поворотных магнитов имеют форму плоского веера, все точки которого в вертикальной плоскости практически идентичны, то вместо указанной единицы силы излучения часто бывает проще пользоваться величиной силы излучения, проинтегрированной по всему вертикальному раствору телесного угла, включающего пучок СИ, в интервале 1 мрад горизонтального угла, которая выражается в единицах [фотон/с/мрад].

Полный поток и светимость излучения безусловно важны для оценки тепловых и радиационных нагрузок на рентгеновскую оптику, детекторы и исследуемые образцы, но в измерениях, как правило используется лишь малая часть полного спектра СИ, поэтому исследователя, как правило интересует не общее число фотонов, а число фотонов с энергией (длиной волны) используемой в его конкретном измерении, т. е. спектральное распределение потока. Оценки этих величин обычно делают применительно к очень узкому интервалу энергий (длин волн) фотонов. Как правило, выбирают полосу спектра шириной 1/1000 (т. е. 0,1 %) от энергии (длины волны), для которой оцениваются эти параметры. В случае рентгеновского излучения такая полоса является достаточно узкой, чтобы можно было считать излучение почти монохроматическим, и сравнима с разрешающей способностью монохроматора, изготовленного из совершенного кристалла, или с естественной шириной линий характеристического излучения рентгеновских трубок.

Инвариантной характеристикой спектрального распределения интенсивности пучка СИ является *спектральная светимость* источника, определяемая для полосы спектра с относительной шириной  $\delta\lambda/\lambda = 0,1\%$ . *Спектральная светимость излучения* имеет размерность [фотон/с/мрад<sup>2</sup>/0,1%  $\delta\lambda/\lambda$ ] учитывает расходимость лучей в пучке и очень важна при выборе между источниками излучения с одинаковой мощностью и спектральным потоком. Например, лампа мощностью 10 Ватт, излучающая монохрома-

тических свет, может иметь очень высокий поток, но из-за большой расходимости пучка число фотонов в секунду через малую площадь на большом расстоянии от этой лампы может быть малым. Наоборот, выходная мощность лазерной указки может составлять лишь 5 милливольт, но пучок света от нее будет иметь высокую светимость, благодаря малой расходимости. Поэтому даже на большом расстоянии от такого источника пятно света от указки будет содержать почти те же 5 милливольт мощности фотонного пучка и будет хорошо видно. Таким образом, чем выше светимость источника, тем больше фотонов он приносит к исследуемому образцу при прочих равных условиях.

Для оценки качества источников СИ обычно пользуются другой величиной, которая характеризует его яркость, т. е. число фотонов, излучаемое единицей площади источника. Обычно источники излучения оценивают по их *спектральной яркости*. Эта величина определяется, как число фотонов из спектральной полосы 0,1 %, испускаемое в единицу времени в телесный угол 1 мрад<sup>2</sup> единичной площадью сечения источника, и выражается в единицах [фотон/с/мрад<sup>2</sup>/мм<sup>2</sup> (при  $\delta\lambda / \lambda = 0,1\%$ )]. Часто то же самое записывают в более коротком виде [фотон/с/мрад<sup>2</sup>/мм<sup>2</sup>/0,1%λ]. Этот параметр позволяет сравнивать разные источники между собой и дает возможность оценить преимущества источника СИ по сравнению с другими источниками фотонов. Например, если сравнивать две лазерные указки с одинаковой мощностью, дающие пучки с одинаковой расходимостью, но площадь сечения лазерного источника одной из них будет вдвое меньше, чем площадь другой, то они выдают одинаковое число фотонов в каждую секунду, а при одинаковой расходимости их пучки будут обладать одинаковой силой излучения. Однако указка с меньшим сечением пучка будет обладать вдвое более высокой яркостью, поскольку она будет выдавать вдвое больше фотонов с единицы площади источника.

Итак, поток, светимость излучения (*brightness*) и яркость (*brilliance*) источников фотонов являются главными для пользователей характеристиками пучков, генерируемых источником излучения. Интегрирование яркости источника по излучающей площади дает светимость источника, а последующее интегрирование этой характеристики по телесному углу дает поток фотонов от источника. Не представляет сложности также при наличии этих характеристик определить спектральную плотность потока в зоне исследуемого образца или какого-либо элемента рентгеновской оптики. К сожалению, нет строгой регламентации для использования тех или других единиц характеристик потока фотонов от источников СИ, поэтому часто можно встретить любые из приведенных выше характеристик.

#### Мощность СИ.

Ещё в 1944 году Д.Д. Иваненко (МГУ) и И.Я. Померанчук (ФИАН) показали, что мощность, рассеиваемая за оборот в циклическом ускорителе, пропорциональна  $\gamma^4/R$ , т. е. потери на магнитотормозное электромагнитное излучение пропорциональны четвертой степени энергии, до которой ускорены электроны. При больших энергиях частиц потери на излучение могут составлять несколько МэВ на оборот. Электрон, движущийся с постоянной релятивистской или ультрарелятивистской скоростью по круговой орбите радиуса R, излучает в полный телесный угол  $4\pi$  энергию с мощностью P:

$$P = 0,0885E^4/R. \quad (2.12)$$

Если ток электронного пучка I, циркулирующего в синхротроне, измеряется в единицах [мА], энергия электронов в [ГэВ], а радиус в метрах, то эта формула дает мощность фотонного излучения в киловаттах. Отсюда следует, что, например, в английском накопительном кольце в Дарсбюри с радиусом кривизны в поворотных магнитах R = 5,5 м при рабочей энергии 2 ГэВ и токе электронного пучка 200 мА мощность фотонного излучения составляет P = 51,5 кВт.

## 2.4. Дозиметрия пучков первичного и вторичного излучений

Важным количественным фактором, определяющим химическое, биологическое и тепловое воздействие излучения на вещество, является поглощенная доза, т. е. энергия излучения, поглощенная единицей массы облучаемого вещества (Дж/кг). В огромном количестве исследовательских и прикладных работ дозу выражали в радах. 1 рад равен 1 Дж/кг. Представление о значимости рада дает следующий перечень. Начиная с дозы в несколько рад обнаруживаются изменения в генетическом аппарате человека. Дозы выше сотен рад при общем облучении тела человека вызывают лучевую болезнь. Для уничтожения насекомых требуются дозы порядка 10 крад и более. Дозы 10...100 крад применяют для индуцирования мутаций в растениях в целях последующей селекции. При дозах в сотни килорад резко снижается численность популяции бактерий, а при нескольких мегарад достигают полной стерилизации. Дозы в сотни килорад уже достаточны для выраженных превращений во многих химических системах. При дозах до 100 мегарад претерпевают глубокие химические изменения почти все соединения. Определенное влияние на результат облучения при данной поглощенной дозе оказывают также мощность поглощенной дозы (Вт/кг), вид и энергия излучения.

Пучки первичного или вторичного излучений, предназначенные для целей облучения, характеризуются мощностью поглощенной дозы, которую можно от них обеспечить. Однако само понятие поглощенной дозы относится к конкретному поглощающему материалу. Поэтому, как минимум, должно быть ясно, какое вещество имеется в виду и на каком расстоянии от выходного окна, мишени или другой точки отсчета указывается мощность дозы. Часто мощность поглощенной дозы приводится для воды, воздуха или биологической ткани. При этом, как правило, указывается доза первого соударения, т. е. величина, измеряемая действительным или воображаемым дозиметром таких размеров, когда изменением числа первичных частиц вследствие их взаимодействия с веществом дозиметра можно пренебречь, но в то же время, вся энергия, переданная при этом взаимодействию, поглощается в дозиметре. В реальном объекте дозы распределяются с большей или меньшей степенью неравномерности, зависящей не только от уменьшения числа первичных частиц с глубиной проникновения, но и от образования в самом объекте вторичных частиц, т. е. частиц того же рода, но с измененной энергией, или частиц другого рода.

Наиболее широко распространенными дозиметрами (и к тому же достаточно универсальными для различных видов излучения) являются калориметры, ионизационные камеры, химические и твердотельные дозиметры. Поскольку поглощенная энергия излучения в конечном счете превращается в тепло за вычетом незначительной доли энергии, расходуемой на образование химических связей, запасаемой в кристаллической решетке и т. п., с помощью калориметра можно наиболее прямым способом измерить энергию, поглощенную в его рабочем теле. Зная массу последнего, легко найти среднюю поглощенную дозу в рабочем теле. Форма его может быть различной: шар или цилиндр для проникающих излучений, диск для ионов и электронов сравнительно небольшой энергии. При действии смешанного излучения (например, нейтронов и тормозного излучения) калориметрические измерения дают общую поглощенную дозу. Поочередным использованием двух рабочих тел, каждое из которых обладает преимущественным поглощением энергии одного из двух видов излучения, можно найти компоненты дозы в том и другом рабочих телах, если последние проградуированы по «чистым» излучениям.

*Калориметры* применяют при наиболее ответственных, разовых измерениях и для градуировки других, вторичных дозиметров. Для повседневных измерений калориметры применять нерационально: они дороги, а главное, требуют особого внимания

при работе с ними, тщательного учета возможных источников погрешностей и выполнения определенных условий эксперимента.

*Ионизационная камера* представляет собой два хорошо изолированных друг от друга электрода, между которыми имеется полость, заполненная воздухом или другим газом. К электродам прикладывается высокое напряжение в большинстве случаев с помощью кабеля, хотя имеются довольно удачные разработки конденсаторных камер. При действии излучения в камере возникает обусловленный ионизацией ток, который и измеряется чувствительным гальванометром. В конденсаторных камерах измеряется уменьшение первоначальной разности потенциалов. Измерение дозы основано на *принципе Брэгга – Грэй*:

$$D = Iws/(eg), \quad (2.13)$$

где  $D$  – мощность поглощенной дозы в материале камеры;  $I$  – измеряемый ток насыщения;  $e$  – заряд электрона;  $w$  – средняя работа на образование пары ионов в данном газе;  $g$  – масса газа в полости;  $s$  – отношение массовых тормозных способностей непосредственно ионизирующих частиц в материале камеры и газе. По смыслу массовая тормозная способность близка к линейной потере энергии на единицу поверхностной плотности. Величины  $w$ ,  $g$ ,  $S$  определяются в абсолютных значениях в независимых экспериментах, а  $e$  – известная постоянная. Поэтому подобные камеры можно использовать в абсолютных измерениях дозы. Однако применимость принципа Брэгга – Грэй ограничена рядом условий, которые нелегко выполнить. Поэтому часто камеры градуируют по калориметру или химическому дозиметру.

Камеры для проникающего излучения обычно имеют цилиндрическую форму с полусферическим основанием. Линейные размеры порядка 1 см. Для разделения компонент смешанного излучения, как и при калориметрии, пользуются парой камер, одна из которых предпочтительно регистрирует один компонент (для нейтронов – водородсодержащий материал), а другая – вторую (для фотонов – графит). Для измерения доз слабопроникающих электронов или других ионов пользуются так называемыми *экстраполяционными камерами*. Характерная форма электродов и полости – диск, обращенный основанием к пучку. Толщина полости переменная, благодаря чему можно экстраполировать дозу на «нулевую» толщину, когда пучок в полости не ослаблен. Очевидным достоинством ионизационных камер является быстрота и простота процесса измерения.

*Химические дозиметры* основаны на зависимости глубины химических превращений от поглощенной дозы. Наиболее распространенным из многочисленных химических дозиметров является дозиметр Фрике, где используется окисление ионов двухвалентного железа в трехвалентное в водном растворе сульфата под действием излучения. Окисление осуществляется за счет кислорода воздуха, растворенного в растворе. Концентрация ионов  $Fe^{3+}$  измеряется на спектрофотометре – непосредственно в ультрафиолетовой части спектра или в виде роданистого комплекса в видимой части. С помощью ферросульфатного дозиметра, включая его модификации, можно измерять с достаточной точностью поглощенные дозы от нескольких десятков до нескольких сотен тысяч рад при электронном или фотонном облучении. В сочетании с ещё одним химическим – цериевым дозиметром ферросульфатный дозиметр применяется и для отдельного определения компонентов дозы при  $\gamma$ -нейтронном облучении.

В *твердых дозиметрах* используются разнообразные изменения в твердых телах в зависимости от дозы. Наибольшее распространение получили термoluminesцентные дозиметры. Их основой являются неорганические соли (например, фтористый литий), облучение которых приводит к выбиванию электронов из своих мест в кристаллической решетке и, затем, к внедрению этих электронов в межузлия решетки. При

последующем нагревании дозиметра электроны возвращаются на свои места с испусканием света, количество которого пропорционально дозе и которое можно измерить с помощью фотоэлектрического прибора. Термолюминесцентные дозиметры используются в широком диапазоне доз и необычайно миниатюрны: их толщина может составлять десятую долю миллиметра. Поэтому они еще более удобны, чем химические дозиметры для введения в различные точки объекта.

Некоторые дозиметры удобны для отдельных видов излучения. Так, при дозиметрии электронных пучков нередко применяют окрашиваемые плёнки, которые позволяют получать картину дозового распределения для данной глубины проникновения электронов. В дозиметрии нейтронов используют активационные дозиметры, измеряющие радиоактивность, наводимую нейтронами.

### **Список литературы**

1. Абрамов А.И., Казанский Ю.А., Матусевич Е.С. Основы экспериментальных методов ядерной физики. – М.: Атомиздат, 1977.
2. Рябухин Ю.С., Шальнов А.В. Ускоренные пучки и их применение. – М.: Атомиздат, 1980. – С. 192.
3. Фетисов Г.В. Синхротронное излучение. – М.: Физматлит, 2007.

## ГЛАВА 3. ЯДЕРНО-ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ АНАЛИЗА

Исторически задача определения элементного состава вещества решалась вначале методами аналитической химии. Затем на стыке ядерной физики, радиохимии и других дисциплин возникло новое направление – ядерно-физические методы анализа (ЯФМА). По сути это применение методов ядерной физики для определения состава вещества. В настоящее время существует большое число таких методов (более 50). Они различаются по типу бомбардирующей частицы, и разделяются на два направления по способу выделения активированных элементов: а) *радиохимический* (традиционный) – трудоёмок, длителен и б) *инструментальный* (современный), когда без всяких собственно химических методов разделения, решают задачи анализа на базе современных детекторов высокого разрешения и достижений электроники. Инструментальный анализ более экспрессен, совместим с компьютерной обработкой, более экономичен и менее трудоёмок.

В целом, ядерно-физические методы анализа (ЯФМА) вещества основаны на (1) облучении исследуемых образцов потоками возбуждающего излучения (нейтроны, заряженные частицы,  $\gamma$ -кванты) и затем (2) регистрации возникающего вторичного излучения атомов образца. ЯФМА относится к классу методов элементного анализа вещества, результатом которых является количественное определение содержания искомого элемента в образце независимо от его химических связей.

По технологии проведения анализа ЯФМА делятся на *мгновенные* (эмиссионные), когда регистрируют вторичные излучения, являющиеся непосредственно продуктом ядерной реакции (в этом случае облучение образца и регистрация вторичного излучения совпадают по времени), и *активационные*, основанные на регистрации излучений радионуклидов, возникающих под воздействием возбуждающего излучения (облучение образца и регистрация его наведенной активности во времени разнесены).

Для практических целей применяется почти исключительно относительный вариант ЯФМА, при котором сведения о содержании в образце того или иного элемента получают в результате сравнения вторичного излучения исследуемого и стандартного образцов, облученных в идентичных условиях.

В настоящее время арсенал ЯФМА насчитывает много разновидностей, определяемых как типом излучений, воздействующих на анализируемое вещество, так и способом регистрации эффектов, явившихся следствием этого воздействия. Все эти разновидности обладают рядом преимуществ и недостатков, а следовательно, и определенными границами их применимости в общем диапазоне аналитических задач. Сравнительные возможности основных методов ЯФМА приведены в табл. 3.1. Ядерно-физические методы анализа вещества нашли своё применение не только в традиционных областях – геофизике и промышленности, но и в медицине, криминалистике, археологии, экологии и т. д. Например, на рис. 3.1 показана часть спектра  $\gamma$ -излучения воздушного фильтра через короткий промежуток времени после аварии на реакторе Чернобыльской АЭС. Помимо  $\gamma$ -линий, порождённых естественной радиоактивностью, также чётко различимы некоторые изотопы «Чернобыльского» типа –  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{134}\text{Cs}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{132}\text{Te}$ ,  $^{103}\text{Ru}$ . Их выделение стало возможным по характерным для них энергиям  $\gamma$ -квантов, испускаемых ядрами радиоактивных элементов, способных накапливаться в организме человека.

### 3.1. Радиоактивационный анализ

Активационный анализ – наиболее распространенное направление среди ядерно-физических методов определения состава вещества. Активационный анализ впервые предложен Д. Хевеши и Г. Леви (1936). Образец облучается потоком частиц или гаммаквантов (активация).

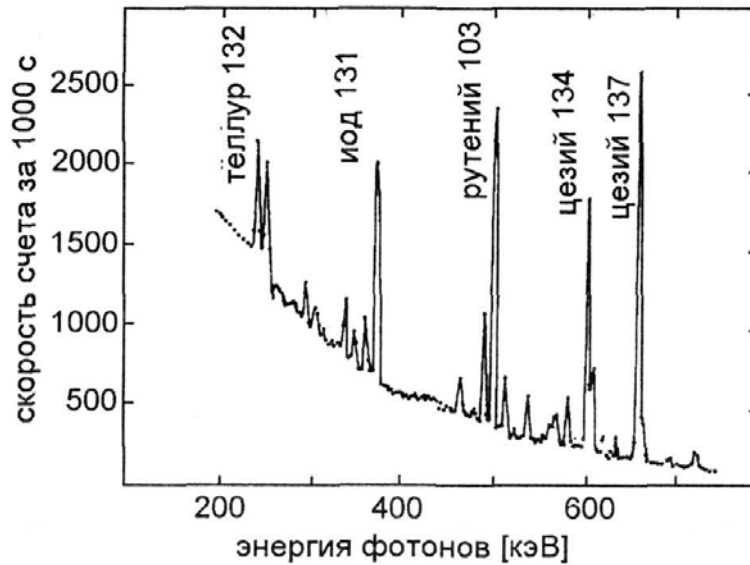


Рис. 3.1. Часть спектра радиоактивного воздушного фильтра с указанием некоторых «Чернобыльских» изотопов

В результате ядерных реакций часть стабильных ядер превращается в радиоактивные или возбужденные. Идентификация элементов и количественный анализ производятся путем измерения энергетических спектров и интенсивности излучения, а также по периоду полураспада радиоактивных ядер. Т. к. в основе активационного анализа лежат ядерные процессы, то результаты активационного анализа не зависят от того, в какое химическое соединение входят атомы определяемых элементов, но чувствительны к изменению изотопного состава элементов.

Если в результате облучения образуется радиоактивный нуклид с периодом полураспада  $T_{1/2}$ , то при времени облучения  $t$  активность радионуклида к концу облучения (расп./с) будет составлять

$$C = \Phi\sigma N[1 - \exp(-t/T_{1/2})]. \quad (3.1)$$

Если время облучения намного превосходит период полураспада ( $t \gg T_{1/2}$ ), то достигается насыщение активности образующегося нуклида: сколько атомов его образуется в единицу времени, столько и распадается. Выражение в скобках в этом случае равно почти 1. Определив, какие р/а радионуклиды образовались и из каких стабильных нуклидов, можно определить качественный состав объекта на присутствие этих стабильных нуклидов, а следовательно, и соответствующих элементов. Измерение активности радионуклида позволяет найти количественное содержание  $N$  данного стабильного нуклида в объекте, а при известном изотопном составе соответствующего элемента – содержание последнего. В этом и заключается принцип радиоактивационного анализа (РАА). Чтобы найти  $N$  по формуле (3.1), необходимо знать абсолютные значения активности  $C$ , плотности потока  $\Phi$ , усредненной по объему образца, сечения  $\sigma$ , усредненного по спектру частиц, а так же временные факторы. Такой подход – абсолютный РАА – используется редко. Как правило, применяют относительную методику: наряду с объектом облучают стандартный образец (эталон) с известным весовым содержанием искомого стабильного нуклида.

Геометрические, физические и химические характеристики эталона и объекта, а также условия облучения должны быть достаточно близкими. Это позволит считать одинаковыми усредненные плотности потоков, эффективные сечения и условия измерения активности. Тогда, если и время облучения одинаково, искомое весовое содержание находят как:

$$g = g_{\text{эт}}/a_{\text{эт}}, \quad (3.2)$$

Таблица 3.1

## Классификация ядерно-физических методов элементного анализа вещества

Тип ядерно-физического анализа	Метод анализа	Нижн. пред. определения элемента, %	Основные преимущества	Недостатки и ограничения
Рентгенофлуоресцентный	Рентгенофлуоресцентный	$10^{-2} \dots 10^{-4}$	Простота аппаратуры. Высокая экспрессность.	Невысокая чувствительность анализа. Необходимость учета матричного эффекта
	Рентгеноабсорбционный	$100 \dots 10^{-2}$	То же	Невысокая чувствительность
Нейтронный	Нейтронрадиационный	$100 \dots 10^{-2}$	Высокая экспрессность	Малая чувствительность, ограниченный перечень определяемых элементов, мешающие факторы
	НАА::			
	на тепловых нейтронах	$10^{-5} \dots 10^{-8}$	Высокая чувствительность	Наличие эффектов самоэкранирования, высокая активация элементов матрицы
	на резонансных нейтронах	$10^{-4} \dots 10^{-6}$	Высокая селективность	Влияние водорода содержания. Ограниченный перечень определяемых элементов
	на быстрых нейтронах	$10^{-3} \dots 10^{-5}$	Высокая чувствительность и представительность	Влияние водорода содержания, высокая активация элементов матрицы
Фотоядерный	Фотонейтронный	$10^{-4} \dots 10^{-5}$	Высокая экспрессность и представительность	Малые сечения взаимодействия, ограниченный перечень определяемых элементов
	Фотоактивационный (гамма-активационный)	$10^{-4} \dots 10^{-6}$	Высокая экспрессность, селективность, представительность, слабая активация матрицы	Малые сечения взаимодействия. Необходимость применения сильноточных ускорителей
Анализ на заряженных частицах	С регистрацией мгновенного излучения	До $10^{-10}$	Свервысокая чувствительность в варианте возбуждения флуоресцентного излучения	Очень малая представительность
Рентгенофлуоресцентный-метрический	Рентгенофлуоресцентный	$10^{-2} \dots 10^{-4}$	Простота аппаратуры. Высокая экспрессность.	Невысокая чувствительность анализа. Необходимость учета матричного эффекта
	Рентгеноабсорбционный	$100 \dots 10^{-2}$	То же	Невысокая чувствительность



Окончание табл. 3.1

Тип ядерно-физического анализа	Метод анализа	Нижн. пред. определения элемента, %	Основные преимущества	Недостатки и ограничения
Нейтронный	Нейтронно-радиационный	$100 \dots 10^{-2}$	Высокая экспрессность	Малая чувствительность, ограниченный перечень определяемых элементов, мешающие факторы
	НАА::			
Фотоядерный	на тепловых нейтронах	$10^{-5} \dots 10^{-8}$	Высокая чувствительность	Наличие эффектов самоэкранирования, высокая активация элементов матрицы
	на резонансных нейтронах	$10^{-4} \dots 10^{-6}$	Высокая селективность	Влияние эффектов самоэкранирования. Ограниченный перечень определяемых элементов
	на быстрых нейтронах	$10^{-3} \dots 10^{-5}$	Высокая чувствительность и представительность	Влияние водорода содержания, высокая активация элементов матрицы
Анализ на заряженных частицах	Фотонейтронный	$10^{-4} \dots 10^{-5}$	Высокая экспрессность и представительность	Малые сечения взаимодействия, ограниченный перечень определяемых элементов
	Фотоактивационный (гамма-активационный)	$10^{-4} \dots 10^{-6}$	Высокая экспрессность, селективность, представительность, слабая активация матрицы	Малые сечения взаимодействия. Необходимость применения сильноточных ускорителей
	С регистрацией мгновенного излучения	До $10^{-10}$	Свервысокая чувствительность в варианте возбуждения флуоресцентного излучения	Очень малая представительность

где  $\alpha$ , и  $\alpha_{эт}$  – относительная активность объекта и эталона на момент окончания облучения. В подавляющем большинстве случаев изотопный состав данного элемента можно считать одинаковым для объекта и эталона. Тогда формула (3.2) используется применительно к элементному содержанию.

Наиболее распространенная операция при измерении наведенной активности – получение и анализ аппаратурных  $\gamma$ -спектров, т. е. энергетических спектров взаимодействия  $\gamma$ -квантов с веществом детектора. Важнейшим элементом спектрограммы является ряд фотопиков, каждый из которых соответствует образованию в веществе детектора фотоэлектронов с энергией, равной энергии  $\gamma$ -квантов. Набор фотопиков, таким образом, характеризует дискретные  $\gamma$ -спектры присутствующих в образце радионуклидов, что позволяет идентифицировать эти нуклиды в смеси. Число импульсов в фотопике принимают за относительную активность. Каждый фотопик сопровождается в сторону более низких энергий непрерывным комптоновским участком спектра, соответствующим образованию комптоновских электронов.  $\gamma$ -кванты с энергией выше 1,02 МэВ производят пары электрон-позитрон. В этих случаях на спектрограмме имеются и аннигиляционные пики, т. е. фотопики от аннигиляционных квантов, как и при позитронных излучателях.

Для регистрации  $\gamma$ -квантов пользуются сцинтилляционными и полупроводниковыми детекторами. В первом случае это обычно NaI(Tl) – кристалл йодида, активированный таллием, во втором – Ge(Li) – кристалл германия с присадкой лития. Сцинтилляционные счетчики с фотоумножителями позволяют добиться большой эффективности регистрации при использовании больших кристаллов. Полупроводниковые детекторы обладают лучшим разрешением по энергии  $\gamma$ -квантов. Импульсы, возникающие в детекторе, сортируются соответственно их энергии в амплитудном анализаторе. С выхода последнего и получают аппаратурный спектр, который может выдаваться в цифровом, графическом или ином кодированном виде. Сочетание анализатора с компьютером позволяет проводить непосредственную обработку спектров с выдачей содержания элементов в образце.

В качестве примера на рис. 3.2 приведен участок аппаратурных  $\gamma$ -спектров, полученных с помощью сцинтилляционного и полупроводникового детекторов от одного и того же активированного образца крови со стабильной меткой  $^{58}\text{Fe}$ . Тогда как для детектора NaI(Tl) время счета составило 5 мин, для детектора Ge(Li) оно было 50 мин из-за меньшей эффективности регистрации  $\gamma$ -квантов. Однако в последнем случае разрешение фотопиков настолько лучше, что, кроме  $^{59}\text{Fe}$ , образовавшегося из  $^{58}\text{Fe}$  при активации нейтронами, удается различить некоторые фотопики, соответствующие другим продуктам активации. Эти продукты вносят существенный вклад в кажущиеся однородными фотопики  $^{59}\text{Fe}$  на спектрограмме, полученной с помощью NaI(Tl).

Главные достоинства активационного анализа: возможность определения малых содержаний элементов в различных объектах и проведение массовых экспрессных анализов образцов. РАА применяется для определения примесей в сверхчистых материалах (в реакторостроении и электронной промышленности), содержания микроэлементов в биологических объектах при экологических и медицинских исследованиях, а также в археологии и криминалистике.

Активационный анализ успешно используется также при поиске полезных ископаемых, для контроля технологических процессов и качества выпускаемой продукции. По виду активирующего излучения РАА подразделяется на:

- нейтронно-активационный анализ,
- гамма-активационный (фотоядерный) анализ,

- анализ на заряженных частицах (протонах, дейтронах, альфа-частицах и тяжелых ионах).

Наиболее распространены первые два метода. Активационный анализ на заряженных частицах, в связи с их малыми пробегами в веществе, используется главным образом для анализа тонких слоев и при изучении поверхностных явлений (адсорбции и др.).

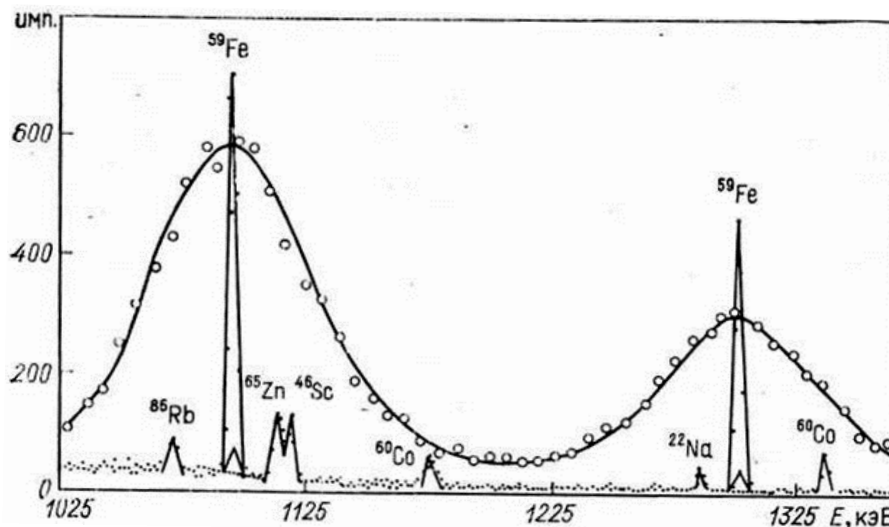


Рис. 3.2. Участок  $\gamma$ -спектра одного и того же образца крови, полученного с помощью различных детекторов: кружки – NaI(Tl); точки – Ge(Li)

Нейтронно-активационный анализ (НАА).

Широкое распространение нейтронно-активационного анализа (НАА) обусловлено его высокой чувствительностью, связанной с большим сечением реакции захвата ядрами тепловых нейтронов и наличием мощных источников нейтронов (ядерные реакторы, ускорители, нейтронные генераторы). Чувствительность (предел обнаружения) большинства элементов при использовании реакторных нейтронных потоков  $\sim 10^{13} \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$  составляет  $(10^{-5} \dots 10^{-10}) \%$ .

Однако в НАА применяются и изотопные источники нейтронов. Предел обнаружения  $\sim (10^{-4} \dots 10^{-6}) \%$ , достаточный для решения многих задач, может быть достигнут при использовании ампульных нейтронных источников, в которых протекает реакция  ${}^9\text{Be}(\alpha, n){}^{12}\text{C}$  (источником  $\alpha$ -частиц являются изотопы  ${}^{210}\text{Po}$ ,  ${}^{238}\text{Pu}$  и др.), или источников на основе  ${}^{252}\text{Cf}$ , претерпевающего спонтанное деление.

При облучении тепловыми нейтронами ядерного реактора основным каналом является реакция радиационного захвата  ${}^A\text{X}(n, \gamma){}^{A+1}\text{X}$ . Результатом процесса, как правило, является нейтроно-избыточное  $\beta$ -активное ядро. Измеряя  $\beta$ -активность или сопутствующее  $\gamma$ -излучение, можно определить первоначальную концентрацию интересующего нас стабильного нуклида.

В НАА могут использоваться также и другие реакции, вызываемые нейтронами:  $(n, p)$ ,  $(n, \alpha)$ ,  $(n, f)$ . Первые две протекают обычно на высокоэнергетичных нейтронах, но для некоторых лёгких ядер происходят и на тепловых нейтронах. Реакция деления  $(n, f)$  используется для определения делящихся изотопов урана и плутония в природных объектах.

НАА на каналах ядерного реактора НИИ ЯФ при ТПУ.

Исследовательский ядерный реактор ИРТ-Т был введён в эксплуатацию в 1967 году. После реконструкции 1977–1984 гг. имеет тепловую мощность 6 МВт. Помимо работ по ядерной физике на ИРТ-Т проводятся систематические исследования по радиацион-

ной физике и химии, ведется опытно-промышленное нейтронно-трансмутационное легирование кремния, а также нейтронно-активационный анализ.

Реактор оборудован 10 горизонтальными и 14 вертикальными экспериментальными каналами. 3 горизонтальных канала оснащены пневмотранспортными устройствами, на позициях измерения которых собраны автоматизированные аналитические комплексы:

- для определения в пробах элементов, при облучении которых образуются радионуклиды с коротким периодом полураспада  $^{16}\text{N}$ ,  $^{28}\text{Al}$ ,  $^{52}\text{V}$  и др.;
- для определения  $^{235}\text{U}$ ,  $^{238}\text{U}$  в горных породах методом запаздывающих нейтронов (МЗН);
- для определения изотопного состава водорода (дейтерия) во флюидах.

В период последней реконструкции со стороны четвертого горизонтального канала вдоль всей грани активной зоны была создана бериллиевая тепловая сборка. Она состоит из четырех бериллиевых блоков (их размеры в сборе  $190 \times 560 \times 648$ ), охватывающих канал, и внутренней тепловой сборки, состоящей из 33 бериллиевых тепловыделяющих сборок (ТВС). Во внутренней тепловой сборке предусмотрена возможность установки экспериментальных вертикальных каналов диаметром 45 мм. При расчете и проектировании сборки ставилась цель – создание точек пространства (каналов) с характерным спектром нейтронов (с существенной долей тепловых и резонансных нейтронов при высоких абсолютных значениях потоков), а также задача обеспечить однородное облучение образцов больших размеров потоками тепловых нейтронов.

Эффективная плотность потока тепловых нейтронов, измеренная в четвертом горизонтальном канале на его оси против грани активной зоны (в максимуме) при работе реактора на мощности 6 МВт, равна  $1 \cdot 10^{13} \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$ . Кадмиевые отношения по золоту, кобальту и меди, измеренные в этой точке, равны 4,3; 30 и 44 соответственно. В мокром канале, расположенном во внутренней сборке в 10 см от четвертого канала, эффективная плотность потока тепловых нейтронов составляет  $1,8 \cdot 10^{12} \text{ с}^{-1}$ , кадмиевое отношение по золоту равно 15.

Исследования, выполненные сотрудниками НИИЯФ при ТПУ в кооперации со специалистами ряда институтов СО РАН, позволили предложить и внедрить ряд методик определения различных элементов в широком круге объектов анализа. Среди них можно отметить:

- методики многоэлементного инструментального нейтронного активационного анализа горных пород, руд, минералов. Эти методики прочно вошли в арсенал методов, используемых в геолого-геохимических исследованиях. Возможность определения порядка 30 элементов практически во всех разновидностях горных пород и минералов позволяет с помощью НАА наряду с задачам общей геохимии решать и прикладные задачи, в частности связанные с поиском и разведкой глубокозалегающих месторождений благородных и редких металлов, нефти и газа;
- методики НАА продуктов обогащения и передела минерального сырья, чистых и особо чистых веществ;
- методики НАА флюидов (нефти, нефтепродуктов, воды и т. д.);
- методики НАА объектов природного происхождения и окружающей среды.

В результате систематического излучения реагентов природного происхождения, как правило, продуктов, выделенных из нефти, предложен ряд методик НАА для определения золота, серебра, платины, радия, иридия с их радиохимическим выделением из облученных проб.

Методики определения в нефти и нефтепродуктах 25...30 элементов были использованы для выявления закономерностей распределения микроэлементов по компонентам и фракциям нефти Западной Сибири, поведения металлов в процессах перера-

ботки нефтяного сырья. Эти данные позволяют определить форму нахождения элементов в нефти, их принадлежность соответствующим элементоорганическим соединениям или внутримолекулярным комплексам, характер связи металла, что, в свою очередь, может быть применено при прогнозировании химических свойств отдельных компонентов нефти, выбора путей радиационной переработки нефтяного сырья и квалифицированного использования нефтяных остатков. Изучение свойств нефтяных азотистых и сернистых соединений высших фракций (с температурой вскипания 450° С) показало, что особенности структуры соединений, присутствующих в этих фракциях, обуславливают их высокую экстракционную способность и селективность по отношению к благородным и некоторым редким металлам. Это позволило значительно расширить перечень ранее используемых методик определения золота, палладия, платины, иридия в различных природных и техногенных продуктах и предложить новые.

В течение многих лет на базе НИИЯФ ТПУ ведутся работы, целью которых является комплексное изучение влияния техногенных факторов на здоровье человека и состояние биосферы, выработка научно обоснованного прогноза развития ситуации и рекомендация мер по коррекции нежелательных последствий техногенного воздействия на состояние антропогеобиоценозов. Решение задачи подобного рода позволяет не только оценить ситуацию в каждый отдельно взятый момент, но и, анализируя состояние того или иного фактора в процессе развития, прогнозировать его тенденции в будущем, учитывая и внося коррекцию во все нежелательные последствия.

Результаты анализа этих объектов позволяют определить:

- временное и пространственное загрязнение атмосферы;
- динамику выпадения антропогенных загрязнителей на подстилающую поверхность, образование новых биогеохимических провинций;
- пути миграции тяжёлых и техногенных элементов в цепи питания человека;
- источники загрязнения атмосферы.

Всё это в конечном счете позволяет получить исходные данные для научного обоснования прогнозов и рекомендации при принятии решений по природоохранным мероприятиям и улучшению качества среды обитания человека.

Фотоядерный активационный анализ (ФАА).

В ряде случаев НАА оказывается недостаточно эффективным. В этом случае для элементного анализа используют фотоны высокой энергии. Ядерные превращения, вызванные фотонами, объединяют в класс *фотоядерных реакций*. Они были открыты Чедвиком и Гольдхабером в 1934 г. при исследовании процесса *фотодезинтеграции* дейтерия ( $\gamma + {}^2\text{D} \rightarrow$ ). Фотоны высоких энергий обладают большой проникающей способностью. Основным процесс активации – реакция ( $\gamma, n$ ). Продуктом этой реакции является *нейтроно-дефицитное* ядро изотопа первоначального элемента, которое распадается либо с испусканием позитрона, либо путём электронного захвата. Образующиеся при этом дочерние ядра находятся в возбуждённом состоянии и, переходя в основное, испускают один или несколько  $\gamma$ -квантов. Выделяют 4 основных схемы ФАА:

1. Прямая регистрация продуктов фотоядерной реакции;
  2. Фотоактивация элементов в результате фотоядерной реакции;
  3. Фотовозбуждение изомерных состояний за счёт ( $\gamma, \gamma'$ ) реакций;
  4. Активация образцов вторичными нейтронами (фотонейтронами), возникающими в результате реакций ( $\gamma, n$ ), ( $\gamma, pn$ ), ( $\gamma, 2n$ ), ( $\gamma, f$ ).
- Первая схема применяется для определения, главным образом, Be, а также Li, Hg, W, в составе горных пород и металлов. Для определения делящихся материалов  ${}^{238}\text{U}$ ,  ${}^{235}\text{U}$ ,  ${}^{232}\text{Th}$ ,  ${}^{239}\text{Pu}$ .

- Вторая имеет высокую чувствительность и применяется в значительно большем диапазоне элементов по  $Z$ . Известны примеры использования этого метода для анализа лунного грунта, археологических образцов, предметов искусства, для решения проблем экологии и т. д.
- $(\gamma, \gamma')$  – по этой реакции образуются метастабильные состояния первичных ядер. Нет фона других частиц. Применяется при  $Z > 30$ . Данный метод ФАА отличается высокой селективностью, прост, точен, но требует высокой интенсивности  $\gamma$ -пучка.
- Возможности использования фотонейтронов сопоставимы с возможностями НАА. Для ФАА используется тормозное излучение высокой интенсивности ( $10^{14} \dots 10^{15}$  квант/с), получаемое на бетатронах, микротронах и линейных ускорителях электронов. В качестве радиатора используются тугоплавкие мишени из материала с большим  $Z$ , типа вольфрама. Фотоядерные реакции позволяют активировать практически все элементы периодической системы элементов с пределом обнаружения  $\sim (10^{-4} \dots 10^{-7}) \%$ .

Измерение активности и спектров излучения производится с помощью различных детекторов частиц. Наилучшие результаты дают гамма-спектрометры высокого разрешения с использованием полупроводниковых детекторов, обладающих энергетическим разрешением до нескольких десятых долей кэВ.

Для анализа полученных спектров и обработки результатов измерений применяются многоканальные анализаторы, микропроцессоры, ЭВМ, позволяющие в совокупности с автоматической системой перемещения образцов полностью автоматизировать процесс.

### 3.2. Рентгеновский эмиссионный анализ

Рассмотрим ещё один весьма распространённый вид ЯФМА – *рентгеновский эмиссионный анализ* (РЭА). При облучении ионизирующими частицами каждый элемент, присутствующий в образце, индуцирует характеристическое рентгеновское излучение (ХРИ). По положению определенных энергий фотонов в общем спектре можно идентифицировать каждый из элементов, а по интенсивностям фотонов этих энергий – найти концентрацию элементов. В этом и заключается принцип РЭА.

ХРИ сопровождается в большей или меньшей степени тормозным излучением, также возникающим при прохождении заряженных частиц через вещество. Тормозное излучение с его непрерывным спектром является мешающим фактором при РЭА. Образование электронов Оже является конкурирующим процессом по отношению к испусканию характеристического рентгеновского излучения. Однако сами по себе электроны Оже не мешают регистрации рентгеновских фотонов. Известно несколько способов возбуждения и регистрации ХРИ.

Возбуждение можно осуществить рентгеновским излучением (в этом случае метод называют *рентгено-флюоресцентным анализом* (РФА),  $\gamma$ -излучением, заряженными частицами:  $\beta$ - и  $\alpha$ -частицами, испускаемыми радионуклидами, электронами, протонами, дейтонами, гелионами и более тяжелыми заряженными частицами, получаемыми на ускорителях.

Один метод регистрации характеристического излучения основан на разрешении по длине его волны, которая, как известно, однозначно связана с энергией его квантов. Для этого применяют кристалл-дифракционные спектрометры (КДС). Синус угла дифракции пропорционален длине волны или обратно пропорционален энергии квантов. Для этого применяют дифракционные кристаллы. Синус угла дифракции пропорционален длине волны или обратно пропорционален энергии квантов.

В последнее время получил распространение метод, основанный на разрешении по энергии, с использованием полупроводниковых Si(Li)-детекторов – кремниевых

с присадкой лития или Ge(Li)-детекторов (ППД). Хотя разрешение КДС обычно лучше, чем разрешение ППД, метод, основанный на разрешении по энергии, имеет преимущества в быстроте, легкости автоматизации и портативности аппаратуры.

Сравнение различных методов возбуждения показывает, что наилучшую чувствительность и разрешение обеспечивает возбуждение монохроматическим рентгеновским излучением или низкоэнергетическими (1...3 МэВ) протонами. Преимущество РЭА с возбуждением протонами по сравнению с методами, в которых используется возбуждение тормозным излучением или электронами, заключается в том, что интенсивность тормозного излучения протонов ничтожно мала по сравнению с тормозным излучением электронов или рассеянным рентгеновским излучением при данной интенсивности возбуждаемого характеристического излучения. Вместе с тем, сечения взаимодействия протонов с внутренними электронами атомов высоки (до  $10^3$  барн).

Облучение образцов протонами (или другими заряженными частицами) можно осуществлять в вакуумной камере или в воздухе. Каждый из методов имеет свои достоинства и недостатки, однако все же облучение в воздухе используется все чаще. С его помощью можно анализировать и жидкие образцы, в частности, в виде висячей капли.

Рассмотрим особенности РЭА при анализе примесей в карбиде бора. Рентгеновское излучение возбуждалось протонами с энергией 2,5 МэВ и регистрировалось Si(Li)-детектором. Импульсы сортировались по энергиям на многоканальном анализаторе, номер канала в котором пропорционален энергии импульса. Аппаратурный спектр рентгеновского излучения образца приведен на рис. 3.3.

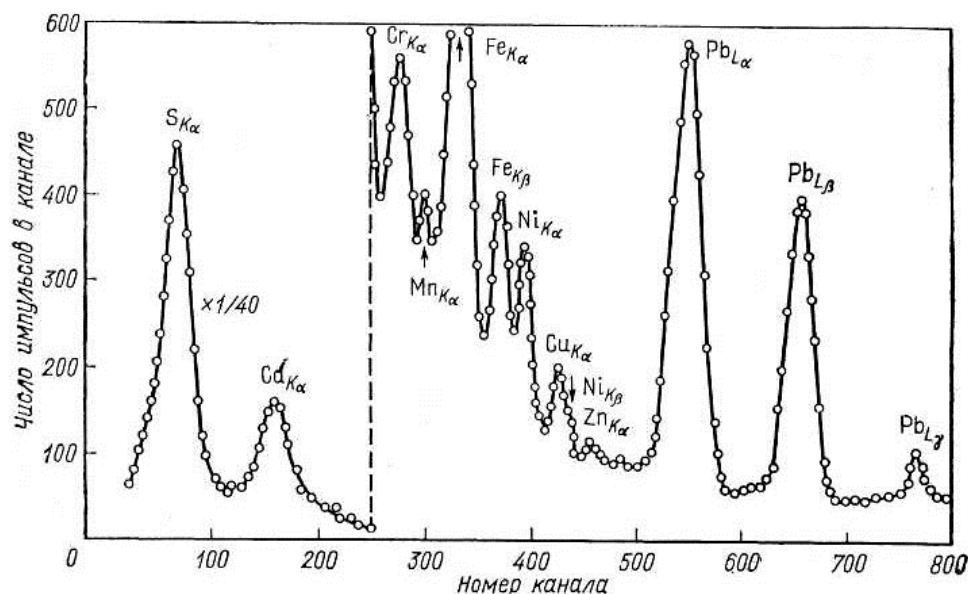


Рис. 3.3. Спектр рентгеновского излучения, возбужденного протонами в карбиде бора

Пики соответствуют энергиям квантов характеристического рентгеновского излучения, испускаемого после ионизации на ближайшей к ядру так называемой К-оболочке или на следующей L-оболочке. Индексы при буквах К и L соответствуют переходам на данную оболочку со следующей  $\alpha$  или с более далеких оболочек  $\beta$ ,  $\gamma$ ... Таким образом, железо, например, можно определять по переходу на К-оболочку с L-оболочки (индекс  $K\alpha$ ) или с M-оболочки ( $K\beta$ ). Сечение ионизации К-оболочки уменьшается с порядковым номером элемента. Поэтому такой элемент, как свинец, определяют по переходам на L-оболочку с еще более далеких оболочек. Энергия квантов характеристического излучения для каждого данного перехода, например,  $K\beta$ ,  $L\alpha$  и т. п., монотонно увеличивается с порядковым номером элемента.

В отличие от  $\gamma$ -спектров рентгеновские спектры даже сложных образцов поддаются простой интерпретации, хотя на К-пики более легких элементов могут накладываться L-пики более тяжелых.

Для элементов с меньшим порядковым номером, чем у фосфора, энергия рентгеновских квантов становится меньше, чем 2 кэВ. Такие кванты настолько сильно поглощаются на пути в детектор, что их регистрация в воздухе невозможна. Лишь при использовании вакуумированного детектора можно расширить круг определяемых элементов до углерода.

Радиоактивационный анализ на тяжелых заряженных частицах удобно применять для анализа легких элементов и затруднительно с увеличением порядкового номера элемента. Таким образом, РЭА и РАА на одних и тех же частицах (протонах, дейтонах) в аналитическом отношении дополняют друг друга и действительно иногда применяются в комбинации.

Как и при активационном анализе на заряженных частицах, наибольшие чувствительность и точность количественных определений в РЭА достигаются при использовании тонких образцов с типичной толщиной порядка 1 мкм. Толстые образцы гораздо легче изготовлять, но из-за сильных изменений сечения ионизации с глубиной и самопоглощения рентгеновского излучения в образце трудно добиться соответствия образца и эталона или достаточно точного учета этих факторов при абсолютном анализе. Применение внутреннего эталона, если это возможно, существенно улучшает надежность количественных данных.

Реальные чувствительности РЭА, достигаемые в настоящее время на ускорителях, находятся в пределах от  $10^{-3}$  мкг/г для более тяжелых элементов до 10 мкг/г для более легких элементов, но не легче, чем калий. Характерная масса образца составляет (10...30) мг, что позволяет отнести РЭА к методам микроанализа. Токи протонов или других частиц, используемые при РЭА, пока ограничены десятками наноампер при облучении в вакууме и сотнями при облучении в воздухе.

#### Практическое использование РЭА.

Рентгеновский эмиссионный анализ с возбуждением тяжелыми заряженными частицами начал применяться лишь с 1970 г. Тем не менее, метод уже получил признание и быстро внедряется в промышленность, медицину и в службу охраны окружающей среды. Задачи, решаемые с помощью РЭА, сходны, по существу, с задачами, решаемыми с помощью активационного анализа на заряженных частицах, с той разницей, что РЭА предпочтителен для определения тяжелых элементов в матрицах из легких элементов.

Другими примерами, когда промышленное использование РЭА с возбуждением протонами или другими частицами может оказаться экономически целесообразным, являются контроль металлических примесей в оловянном покрытии медной проволоки и контроль поверхностного загрязнения магнитной пленки. Экспресс-анализ сплавов на основные составляющие и содержание присадок также должен получить промышленное применение. Даже для толстых образцов достигнутые чувствительности определения металлических присадок в сталях составляли порядка 10 мкг/г. При этом авторы применяли майларовый и хромовый поглотители: первый – для устранения тормозного излучения от вторичных электронов, второй – для устранения влияния сильного характеристического рентгеновского излучения от железа.

Следует отметить и применения РЭА для решения разовых задач, например, таких, как определение природы налета на изоляторах, появление которого могло привести к пробое.

В медицинской практике РЭА применяют для диагностики первичного цирроза по резко повышенным концентрациям меди и цинка в печени. Возможность анализа образцов массой всего (10...12) мг, которые достаточно легко получать у пациентов пункционной биопсией, обуславливает основное достоинство применения метода.



С целью охраны здоровья населения, которому угрожает загрязнение окружающей среды, налаживают методики РЭА для массовых исследований биологических образцов. Контролируют уровни свинца в молочных зубах у детей и в крови жителей загрязненных районов, проводят многоэлементный анализ загрязнителей (ртути, кадмия, свинца и др.) в полосах. В последнем случае возможности метода ярко выявлены и работе, в которой единичный волос анализируют в сечении сканированием протонным пучком диаметром 5 мкм. Практическое значение работы заключается в том, что по распределению микроэлементных загрязнителей по сечению волоса можно судить об источнике их поступления. Сканируют волосы и вдоль их длины, что позволяет в некоторых случаях выявить историю поступления загрязнителей внутрь организма.

Быстро растет число работ по РЭА разнообразных объектов окружающей среды: воздуха, воды, почвы, растений и животных, особенно входящих в пищевую цепочку человека, отходов промышленности, коммунального и сельского хозяйства.

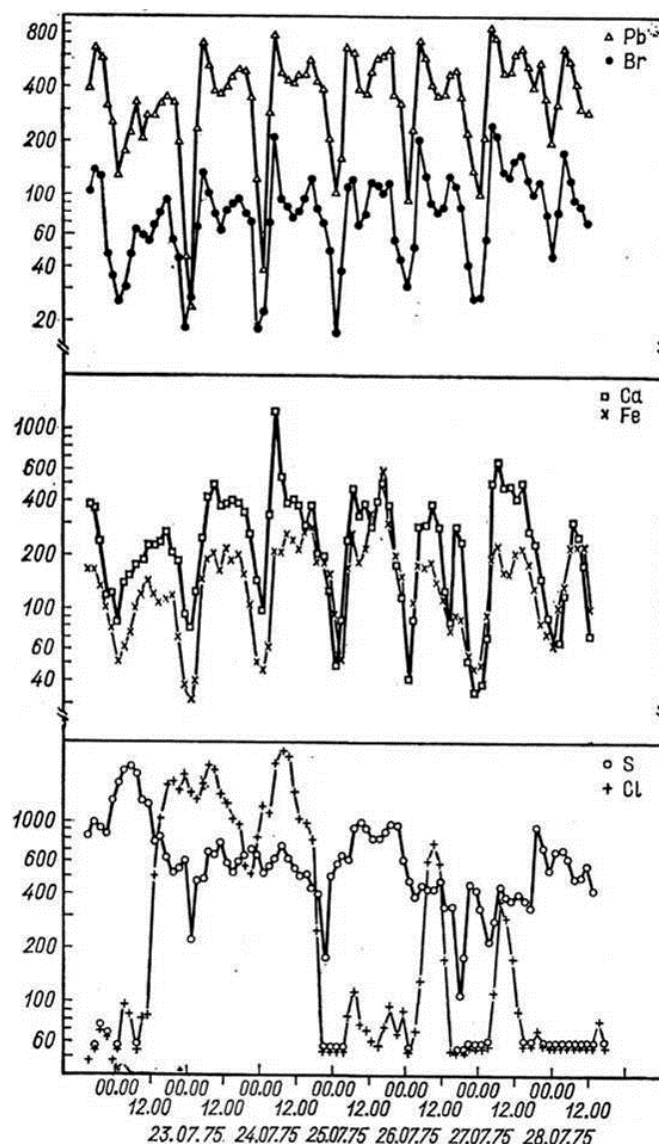


Рис. 3.4. Временные вариации относительных концентраций некоторых загрязнителей в воздухе по числам и времени суток

Частицы, взвешенные в воздухе, анализируют на элементный состав в целях определения не только уровня, но и источника загрязнений, как и при использовании

АА. Однако преимуществом РЭА является высокая производительность метода – многие тысячи образцов в год. Наряду с фракционным анализом взвешенных частиц по их размерам исследуют элементный состав аэрозолей, задержанных фильтрами в последовательные промежутки времени безотносительно к их размерам. Такого рода анализ тоже позволяет установить роль различных источников загрязнения. В частности, важное значение имеет контроль за компонентой, обусловленной интенсивными потоками автотранспорта. Этот компонент идентифицируется по определенному элементному составу и вариациям концентраций соответствующих элементов в воздухе в течение суток. Результаты таких измерений вблизи автострады для пар Pb-Br, Ca-Fe и Cl-S приведены на рис. 3.4. Свинец и бром, очевидно, обусловлены автомобильными выхлопами. Их концентрации хорошо скоррелированы между собой, максимумы приходятся на часы пик, а минимум – на ночное время. Главным источником пары Ca-Fe является дорожная пыль, поднимаемая автомобилями. Однако есть и вклад выдуваемой почвы, что видно по нарушениям регулярности. Сера и хлор не обнаруживают регулярных вариаций в течение суток. Содержание серы обусловлено более или менее постоянными источниками загрязнения при сжигании топлива и т. п. Появление «всплесков» хлора связано с ветрами с моря. Результаты этих измерений не только нужны для систематического контроля, но используются при рассмотрении проекта расширения дороги в целях предсказания его последствий.

Можно не сомневаться, что РЭА с возбуждением протонами и другими тяжелыми заряженными частицами, получаемыми на ускорителях, будет развиваться опережающими темпами по сравнению с другими аналитическими методами, осуществляемыми на ускорителях.

### **Список литературы**

1. Кузнецов Р.А. Активационный анализ. – М.: Атомиздат, 1967.
2. Боуэн Г., Гиббонс Д. Радиоактивационный анализ. Пер. с англ. – М.: Мир, 1968.
3. Сокольский В.В. и др. В кн.: Активационный анализ. – Ташкент, 1971. – 206 с.
4. Страшинский А.Г. и др. В кн.: Атомная энергия. – 1975. – Т. 39. – Вып. 4. – С. 283.
5. Мамиконян С.В. Аппаратура и методы флюоресцентного рентгенорадиометрического анализа. – М.: Атомиздат, 1976.
6. Рябухин Ю.С., Шальнов А.В. Ускоренные пучки и их применение. – М.: Атомиздат, 1980.
7. Глухов Г.Г. Нейтронно-активационный анализ с использованием исследовательского ядерного реактора НИИ ЯФ ТПУ // Изв. Вузов. ФИЗИКА. – № 4. – 1998. – С. 207.

## ГЛАВА 4. ПОЛУЧЕНИЕ РАДИОИЗОТОПОВ

### 4.1. Использование радионуклидов и радиофармпрепаратов в медицине

Ускорители заряженных частиц наряду с ядерными реакторами являются основным источником искусственных радионуклидов. По данным МАГАТЭ в настоящее время более 200 ускорителей различных типов используется в мире для производства радионуклидов (РН). Ускоренные заряженные частицы вступают в ядерные реакции с веществом мишени. В результате образуются радиоактивные изотопы с определенным временем жизни. После радиохимического выделения этого элемента он может быть использован для изготовления р/а источника в виде ампулы или включён в состав радиофармпрепарата (РФП). Соответственно сферу применения РН можно разделить условно на техническую (активационный анализ, просвечивание швов и т. п.) и медицинскую (диагностика (I) и терапия (II)). Ядерная медицина потребляет более 50 % всей производимой изотопной продукции.

I. РН и меченные ими соединения широко используются для проведения диагностических исследований в кардиологии, онкологии, эндокринологии, пульманологии, урологии, неврологии и других областях медицины. Как известно, в состав живого организма, помимо 5 основных элементов (кислорода, водорода, углерода, азота и кальция) входят до 70 других элементов (йод, калий, железо, хлор, и др.). Поэтому введение РН, имеющего химические свойства того или иного элемента-органогена, или же введение его в виде подходящего химического соединения, позволяет получать информацию о физиологических процессах и патофизиологических изменениях, происходящих в тех или иных органах.

Первые попытки использования РН в медицинской диагностике относятся к середине 20-х годов прошлого века, когда Джордж Де Хевеши (Нобелевская премия 43 г.) провёл первые эксперименты на мышах по метаболизму с  $^{210}\text{Bi}$ . В 1927 г. Блумгарт и Вайсс применили газ радон для оценки геодинамики у больных с сердечной недостаточностью. В настоящее время радионуклидные методы диагностики и терапии вошли в повседневную медицинскую практику во всём мире. Как правило, при проведении исследований используют специально приготовленный радиофармпрепарат (РФП), представляющий собой химическое соединение, содержащее в молекуле необходимый РН. РФП, диагностического назначения содержат гамма- или позитрон-излучающий РН, являющийся информационным носителем, излучение которого проникает за пределы организма и регистрируется внешним измерительным комплексом (радиометрическим, радиографическим, гамма-сцинтиграфическим и т. п.). Далее может быть проведена графическая регистрация или визуализация процессов, происходящих в исследуемых органах или отдельных участках тела.

II. В отличие от диагностических препаратов, радионуклиды ( $\alpha$ -,  $\beta$ -,  $\gamma$ -излучатели), входящие в состав РФП терапевтического назначения, являются инструментом, позволяющим создать локальную дозу непосредственно в органе-мишени и, соответственно, обеспечить минимальное облучение здоровых органов и тканей. В большинстве случаев химические соединения, входящие в состав РФП, не обладают собственной фармакологической активностью и/или используются в количествах, не вызывающих фармакологического действия.

Диагностические радионуклиды, используемые для проведения исследований *in vivo* (внутривенное введение), должны обеспечивать минимальный уровень лучевой нагрузки на так называемые критические органы. Вторым обязательным условием является органотропность (специфическая избирательность) РН или РФП по отношению к исследуемым

органам (костные ткани, сердце, почки, головной мозг, лёгкие и проч.). Величина радиотоксичности РН в значительной мере зависит от их ядерно-физических характеристик: периода полураспада и «жесткости» спектра излучения. Исходя из этого, основная тенденция в современной радионуклидной диагностике состоит, прежде всего, в снижении доли долгоживущих РН в общем объёме используемых РФП и в соответствующей их замене на короткоживущие радиоизотопы (КЖР). Кроме того, применяемые для приготовления диагностических РФП радионуклиды должны отвечать следующим требованиям:

- удобная для регистрации величина энергии  $\gamma$ -излучения (70...200) кэВ;
- небольшой период полураспада (десятки минут, часы), близкий по продолжительности ко длительности выполнения измерений;
- распад ядра происходит путём изомерного перехода (ИП) либо путём захвата орбитального электрона (ЭЗ) с испусканием монохроматического излучения;
- отсутствие при распаде сопутствующих  $\gamma$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$ -излучений.

Основным источником получения РН медицинского назначения являются ядерные реакторы и ускорители заряженных частиц, главным образом циклотроны всех уровней. Поэтому их условно можно разделить на реакторные и циклотронные. В последнее время преимущество отдаётся специализированным медицинским сильноточным циклотронам, что объясняется возможностью получения на них РН с оптимальными ядерно-физическими свойствами, наиболее близко отвечающими требованиям радиофармацевтики. На них ускоряют протоны, дейтоны и гелионы-3 и -4 до энергий (15...30), (8...20), (15...45) и (20...45) МэВ соответственно. Выбор этих интервалов энергии определяется, в первую очередь, компромиссом между увеличением выхода целевого радиоизотопа и увеличением стоимости производства с возрастанием энергии частиц. Для производства радиоизотопов также иногда используются линейные ускорители и микротроны.

Условно в этой области использования циклотронов различают 5 уровней в зависимости от максимальной энергии ускоряемых протонов. Возможности циклотронов I-IV уровней для производства радионуклидов показаны в табл. 4.1. Ускорители 5-го уровня – сильноточные ускорители с  $E_p > 200$  МэВ (*мезонные фабрики*) – используются для производства отдельных радионуклидов. Как правило, производство этих радионуклидов на циклотронах меньшего уровня невозможно или неэффективно.

Таблица 4.1

*Производство радионуклидов на циклотронах I-IV уровней*

Циклотрон	Энергия протонов, МэВ	Ядерные реакции	Основные производимые радионуклиды
Уровень I	$\leq 10$	(p,n), (p, $\alpha$ )	$^{11}\text{C}$ , $^{13}\text{N}$ , $^{15}\text{O}$ , $^{18}\text{F}$
Уровень II	$\leq 20$	(p,n), (p, $\alpha$ )	$^{11}\text{C}$ , $^{13}\text{N}$ , $^{15}\text{O}$ , $^{18}\text{F}$ , $^{67}\text{Ga}$ , $^{103}\text{Pd}$ , $^{109}\text{Cd}$ , $^{111}\text{In}$ , $^{123}\text{I}$ , $^{124}\text{I}$ , $^{186}\text{Re}$
Уровень III	$\leq 45$	(p,pn), (p,2n), (p,3n) и др.	$^{22}\text{Na}$ , $^{38}\text{K}$ , $^{57}\text{Co}$ , $^{67}\text{Ga}$ , $^{68}\text{Ge}$ , $^{73}\text{Se}$ , $^{75-77}\text{Br}$ , $^{81}\text{Rb}$ ( $^{81}\text{Kr}$ ), $^{111}\text{In}$ , $^{123}\text{I}$ , $^{201}\text{Tl}$ , $^{225}\text{Ac}$
Уровень IV	$\leq 200$	(p,4n), (p,5n) и др.	$^{22}\text{Na}$ , $^{28}\text{Mg}$ , $^{52}\text{Fe}$ , $^{67}\text{Cu}$ , $^{72}\text{Se}$ ( $^{72}\text{As}$ ), $^{81}\text{Rb}$ ( $^{81}\text{Kr}$ ), $^{82}\text{Sr}$ ( $^{82}\text{Rb}$ ), $^{103}\text{Pd}$ , $^{109}\text{Cd}$ , $^{117\text{m}}\text{Sn}$ , $^{123}\text{I}$ , $^{149}\text{Tb}$ , $^{201}\text{Tl}$

Процесс производства радиоизотопов состоит из двух основных операций: облучения мишени и приготовления из нее конечного радиоактивного препарата. Мишень может помещаться внутрь вакуумной камеры ускорителя или находится вне ее.

В первом случае можно облучать мишень при весьма высоких токах – сотни и тысячи микроампер. Недостатком внутренней мишени является ограниченность материалов, которые могли бы выдержать очень высокое удельное тепловыделение (до нескольких кВт/см<sup>2</sup> и больше). При этом возникают дополнительные проблемы, связанные с поддержанием вакуума. Однако для обеспечения высокой производительности на некоторых циклотронах используют только внутренние мишени. Например, на циклотроне Радиохимического центра в Эмершеме (Англия) мишень представляет собой тонкое покрытие, наносимое на медный диск-основу. Диск вращается. Охлаждение основы осуществляется циркулирующей через нее водой. Мишень работает при токах до 750 мкА. Высокая наведенная активность мишени заставляет пользоваться автоматическими устройствами для ввода и, главное, вывода мишени из камеры циклотрона с последующей транспортировкой мишени в горячую камеру для радиохимической обработки.

На одном из Российских циклотронов используются два вида основы внутренних мишеней: вращающаяся с полусферой и стационарная с плоской пластиной, а также внешняя мишень.

Для внешней мишени облучение производится отклоненным пучком, прошедшим через фольгу, при значительно меньших токах (не выше 100 мкА). Однако в этом случае круг веществ, служащих мишенью, значительно расширяется.

Мишенью могут служить металлы, соли, порошкообразные вещества, газы. На основу, выполняющую монтажную и теплоотводящую роль, мишень наносится различными способами. Для металлов это – механическое крепление или припаивание металлической пластины, гальваническое покрытие основы или наплавление на нее. Последний способ применяется и для солевой мишени. Порошкообразные вещества фиксируют в основе с помощью фольги, иногда применяют напыление в вакууме. Газы облучают в тонкостенных стеклянных или металлических трубках.

После облучения мишень отделяют от основы в условиях обеспечения радиационной защиты и подвергают радиохимической обработке для выделения целевого нуклида. Наиболее распространенными операциями по выделению являются соосаждения, возгонка, ионообменное разделение, экстракция и электроосаждение. Особенно высокой культуры операций требует получение нуклидов без носителя, а также весьма короткоживущих нуклидов. Дополнительные сложности возникают при необходимости включения радионуклида в данную химическую структуру, например в органические молекулы.

Важнейшими характеристиками радиоактивного препарата, т. е. изделия на основе целевого радионуклида, являются:

- физическое состояние и химический состав препарата, в том числе сведения о химических примесях к целевому веществу;
- общая активность целевого радионуклида в кюри (Ки);
- удельная активность целевого нуклида, выраженная как отношение общей активности к массе элемента, изотопом которого и является целевой радионуклид;
- радиохимическая чистота, т. е. сведения о других радионуклидах, присутствующих в препарате.

Сопоставление ядерного реактора и циклотрона показывает, что при производстве радиоизотопов они как бы дополняют друг друга. Типичная реакция, вызываемая тепловыми нейтронами –  $(n, \gamma)$ . Образующийся при этом радионуклид является изотопом материнского элемента, а последний, соответственно, – стабильным носителем своего радиоизотопа. При нормальных условиях радиоизотоп и его стабильный носитель находятся в конечном препарате в одинаковом химическом состоянии. Такие препараты особенно целесообразно использовать при изучении действия или поведения макроколичеств вещества, меченного для удобства исследований. Высокие потоки,

достигаемые в реакторах (плотность потока нейтронов может быть до  $10^{14}$  нейтр./ $(\text{см}^2 \cdot \text{с})$  и даже выше), в целом, значительно более высокие сечения активации тепловыми нейтронами по сравнению с заряженными частицами, быстрыми нейтронами или фотонами, а также большие объемы для облучения с относительно равномерным распределением плотности потока тепловых нейтронов позволяют обеспечивать на реакторе высокую производительность получения радионуклидов, в том числе требующих для достаточного накопления длительного облучения (недели, месяцы и более). Стоимость изотопов, получаемых на реакторе, в общем, ниже, чем на ускорителях.

При облучении тяжелыми частицами часто образуется нуклид, не являющийся изотопом материнского элемента. При выделении нуклида из мишени у него не будет в качестве носителя стабильных изотопов соответствующего элемента, если не считать примесей. Например, при облучении воды ионами  $^3\text{He}$  по реакции  $^{16}\text{O} (^3\text{He}, p) ^{18}\text{F}$  образуется радиофтор. Если в облучаемой воде не было примеси стабильного фторида, то в воде будут находиться лишь радиоактивные атомы фтора.

Связь между массой радионуклида  $g$  [г] и его активностью  $S$  [Ки] выражается формулой:

$$g = 0,884 \cdot 10^{-13} SA T^{1/2}, \quad (4.1)$$

где  $A$  – атомная масса радионуклида в относительных единицах;  $T^{1/2}$  – период его распада в секундах. Отсюда, например, 1 мКи  $^{18}\text{F}$  ( $T^{1/2} = 112$  мин) имеет массу всего  $1 \cdot 10^{-11}$  г. Этот пример показывает, что отсутствие носителя позволяет сконцентрировать большую активность в ничтожном объеме, например, и очень тонком слое. Отсутствие носителя при радиодиагностических процедурах позволяет не только избавить пациента от риска токсического действия стабильного носителя, но и получить более дифференцированную картину распределения радионуклида.

Характерная черта реакций на тяжелых заряженных частицах – образование *нейтрондефицитных* изотопов, у которых отношение числа нейтронов к числу протонов в ядре меньше, чем у типичных стабильных изотопов того же элемента. Нейтрондефицитные изотопы, как правило, распадаются с испусканием позитрона или с захватом орбитального электрона атома. В первом случае после торможения в веществе позитрон аннигилирует с электроном, в результате чего получаются два фотона с энергией по 0,51 МэВ, разлетающиеся в противоположных направлениях. Это свойство используется в работе позитронно-эмиссионных томографов (ПЭТ) при определении локализации изотопа в исследуемом органе. Использование аппаратуры, регистрирующей сразу оба кванта, т. е. работающей по схеме совпадений, позволяет сильно снизить фон, создаваемый рассеянным излучением и естественными источниками излучения.

Распад с захватом орбитального электрона приводит к испусканию характеристического рентгеновского излучения. Такие изотопы находят применение в рентгенофлюоресцентном анализе и изотопной радиографии.

Практическое преимущество циклотрона заключается в том, что его можно установить в любом учреждении, где используются изотопы, что резко расширяет работу с короткоживущими изотопами. Наглядным примером является использование в клинических целях столь короткоживущих изотопов, как  $^{15}\text{O}$  ( $T^{1/2} = 2$  мин) и  $^{13}\text{N}$  ( $T^{1/2} = 10$  мин).

Так как один и тот же радионуклид можно получить в результате нескольких ядерных реакций, возникает вопрос о выборе наиболее подходящей из них. Оптимальной реакцией является не всегда та, которая протекает с наибольшим теоретическим выходом. Важное значение имеют стоимость и доступность сырья (например, для обеспечения радиохимической чистоты может потребоваться обогащение элемента по одному из его стабильных изотопов, физические, химические и механические свойства мишени (в частности, в связи с интенсивным тепловыделением в мишени) и то, какие

сопутствующие радионуклиды образуются в данной мишени, и как это сказывается на сложности и стоимости радиохимических операций с мишенью, на радиохимической чистоте препарата и на его химическом составе.

Радионуклиды, производимые на циклотронах для прикладных применений, приведены в табл. 4.2.

Выходы используемых реакций варьируют в широких пределах – от единиц до тысяч мкКи/ч на 50 мкА (гарантированный ток на внешнюю мишень для циклотронов промышленного назначения). Еще раз подчеркнем сильную зависимость выхода от энергии частиц. Например, повышение энергии  $\alpha$ -частиц с 15 до 22 МэВ приводит к увеличению выхода реакции  $^{40}\text{Ar}(\alpha, p)^{43}\text{K}$  с 0,9 до 4 мкКи/ч на 50 мкА. Выход реакции  $^{10}\text{B}(d, n)^{11}\text{C}$  возрастает с 167 до 500 мкКи/ч с повышением энергии дейтронов с 7,5 до 11,5 МэВ.

Данные табл. 4.2, показывают, что в преобладающем большинстве случаев циклотронные радионуклиды находят применение в медицинской диагностике, где в наибольшей степени имеют значение отсутствие носителя и специфические свойства нуклидов, такие, как химическая природа соответствующего элемента, период полураспада, энергия частиц и  $\gamma$ -квантов. Другие применения, упомянутые в таблице, также связаны со специфическими требованиями. Все это иллюстрирует общее правило, что циклотроны целесообразно использовать для получения не просто излучателей, а радиопрепаратов с определенными характеристиками.

Таблица 4.2

*Сфера применения радиоизотопов, производимых на циклотронах. Характеристическое рентгеновское излучение при электронном захвате (ЭЗ), аннигиляционное излучение при  $\beta$ -распаде в таблице не указываются*

Реакция получения	Нуклид	Период полураспада	Тип распада; испускаемые излучения и их энергия, МэВ	Область применения
$^7\text{Li}(p, n)$ $^7\text{Li}(d, 2n)$ $^6\text{Li}(d, n)$ $^{10}\text{B}(d, \alpha)$	$^7\text{Be}$	53 сут	ЭЗ; $\gamma$ (0,478)	Промышленность (метка); стандартный $\gamma$ -источник
$^{10}\text{B}(d, n)$ $^{11}\text{B}(d, 2n)$ $^9\text{Be}(^3\text{He}, n)$ $^{14}\text{N}(p, \alpha)$ $^{12}\text{C}(^3\text{He}, \alpha)$ $^{12}\text{C}(p, pn)$	$^{11}\text{C}$	20 мин	$\beta^+(1,0)$	Медицина (диагностика); сельское хозяйство (метка)
$^{12}\text{C}(d, n)$	$^{13}\text{N}$	10 мин	$\beta^+(1,2)$	Медицина (диагностика)
$^{14}\text{N}(d, n)$	$^{16}\text{O}$	2 мин	$\beta^+(1,74)$	Медицина (диагностика)
$^{16}\text{O}(^3\text{He}, n)$ $^{16}\text{O}(\alpha, pn)$ $^{20}\text{Ne}(d, \alpha)$ $^{20}\text{Ne}(^3\text{He}, an)$	$^{18}\text{F}$	112 мин	$\beta^+(0,63)$	Медицина (диагностика)
$^{24}\text{Mg}(d, \alpha)$	$^{22}\text{Na}$	2,6 г	$\beta^+(0,54; 1,83)$ ; ЭЗ; $\gamma$ (1,27)	Стандартный $\gamma$ -источник; сельское хозяйство (метка)
$^{27}\text{Al}(\alpha, 3p)$	$^{28}\text{Mg}$	21 ч	$\beta^-(0,42)$ ; $\gamma$ (0,03; 0,40; 0,95; 1,35)	Медицина (диагностика)
$^{27}\text{Al}(p, d)$	$^{26}\text{Al}$	7,4 105 г	$\beta^+(1,16)$ ; ЭЗ; $\gamma$ (1,12; 1,83; 2,96)	Промышленность (метка)

Реакция получения	Нуклид	Период полураспада	Тип распада; испускаемые излучения и их энергия, МэВ	Область применения
$^{40}\text{Ar} (\alpha, p)$	$^{43}\text{K}$	22 ч	$\beta^- (0,83); \gamma (0,37; 0,63)$	Медицина (диагностика)
$^{48}\text{Ti} (p, n)$ $^{48}\text{Ti} (d, 2n)$	$^{48}\text{V}$	16 сут	$\beta^+ (0,70); \text{ЭЗ}; \gamma (0,98; 1,31; 2,25)$	Промышленность (метка)
$^{51}\text{V} (d, 2n)$	$^{51}\text{Cr}$	27,8 сут	$\text{ЭЗ}; \gamma (0,32)$	Промышленность (метка); гидрология (гидрометрия); медицина (диагностика)
$^{52}\text{Cr} (d, 2n)$ $^{56}\text{Fe} (d, \alpha)$	$^{52}\text{Mn}$	5,7 сут	$\beta^+ (0,58); \text{ЭЗ}; \gamma (0,73; 0,94; 1,45)$	Промышленность (метка); сельское хозяйство (метка)
$^{54}\text{Cr} (p, n)$ $^{56}\text{Fe} (d, \alpha)$	$^{54}\text{Mn}$	303 сут	$\text{ЭЗ}; \gamma (0,84)$	Промышленность (метка); сельское хозяйство (метка)
$^{50}\text{Cr} (^3\text{He}, n)$ $^{52}\text{Cr} (^3\text{He}, 3n)$ $^{50}\text{Cr} (\alpha, 2n)$	$^{52}\text{Fe}$	8,3 ч	$\beta^+ (0,80); \text{ЭЗ}; \gamma (0,16)$	Медицина (диагностика)
$^{60}\text{Ni} (p, \alpha)$ $^{58}\text{Ni} (p, pn)$ $^{57}\text{Ni}$ $^{57}\text{Ni}$ $^{57}\text{Co}$	$^{57}\text{Co}$	267 сут	$\text{ЭЗ}; \gamma (0,122; 0,136)$	Медицина (диагностика); источник Мессбауэра, источник для рентгенофлюоресцентного анализа
$^{64}\text{Ni} (d, 2n)$ $^{64}\text{Ni} (d, n)$	$^{64}\text{Cu}$	12,7ч	$\beta^- (0,57); \beta^+ (0,66); \text{ЭЗ}; \gamma (1,34)$	Медицина (диагностика); сельское хозяйство (метка)
$^{65}\text{Cu} (d, 2n)$	$^{65}\text{Zn}$	250 сут	$\beta^+ (0,32); \text{ЭЗ}; \gamma (1,12)$	Промышленность (метка); гидрология (метка); сельское хозяйство (метка); экология (метка)
$^{66}\text{Zn} (d, n)$ $^{65}\text{Cu} (\alpha, 2n)$	$^{67}\text{Ga}$	78ч	$\text{ЭЗ}; \gamma (0,09; 0,18; 0,30)$	Медицина (диагностика)
$^{66}\text{Zn} (\alpha, 2n)$	$^{68}\text{Ge}$	288 сут	$\text{ЭЗ}; \gamma (1,08)$	Генератор для $^{68}\text{Ga}$ (медицинская диагностика)
$^{69}\text{Ga} (\alpha, n)$	$^{72}\text{As}$	26 ч	$\beta^+ (2,5; 3,34); \text{ЭЗ}; \gamma (0,63; 0,83)$	Медицина (диагностика); сельское хозяйство (метка)
$^{74}\text{Ge} (d, 2n)$ $^{73}\text{Ge} (d, n)$ $^{71}\text{Ga} (\alpha, n)$	$^{74}\text{As}$	17,5 ч	$\beta^- (0,72; 1,36); \beta^+ (0,91); \text{ЭЗ}; \gamma (0,60)$	Медицина (диагностика); сельское хозяйство (метка)
$^{75}\text{As} (d, n)$	$^{75}\text{Se}$	127 сут	$\text{ЭЗ}; \gamma (0,14; 0,27; 0,40)$	Медицина (диагностика); сельское хозяйство (метка)
$^{75}\text{As} (\alpha, 2n)$	$^{77}\text{Br}$	57 ч	$\gamma (0,24; 0,52)$	Медицина (диагностика)
$^{79}\text{Br} (\alpha, 2n)$	$^{81}\text{Rb}$	4,6 ч	$\beta^+ (1,05); \text{ЭЗ}; \gamma (0,45; 1,1)$	Генератор $^{81}\text{Kr}$ (медицинская диагностика)
$^{84}\text{Kr} (d, 2n)$ $^{81}\text{Br} (\alpha, n)$	$^{84}\text{Rb}$	33 сут	$\beta^- (0,9); \beta^+ (0,8; 1,7); \text{ЭЗ}; \gamma (0,88)$	Медицина (диагностика)
$^{85}\text{Rb} (p, n)$ $^{85}\text{Rb} (d, 2n)$	$^{85}\text{Sr}$	65 сут	$\text{ЭЗ}; \gamma (0,51)$	Медицина (диагностика); сельское хозяйство (метка)
$^{86}\text{Kr} (^3\text{He}, 2n)$	$^{87\text{m}}\text{Sr}$	2,8 ч	$\text{ЭЗ}; \gamma (0,39)$	Медицина (диагностика)



Реакция получения	Нуклид	Период полураспада	Тип распада; испускаемые излучения и их энергия, МэВ	Область применения
$^{85}\text{Rb} (\alpha, 2n)$	$^{87}\text{Y}$	80 ч	$\beta^+$ (0,47); ЭЗ; $\gamma$ (0,48)	Генератор $^{87\text{m}}\text{Sr}$ (медицинская диагностика)
$^{110}\text{Pd} (d, 2n)$	$^{110}\text{Ag}$	253 сут	$\beta^-$ (0,09; 1,5); $\gamma$ (0,66; 0,94)	Промышленность (метка); гидрология (метка)
$^{109}\text{Ag} (d, 2n)$	$^{109}\text{Cd}$	470 сут	ЭЗ; $\gamma$ (0,088)	Стандартный $\gamma$ -источник; источник для рентгенофлюоресцентного анализа
$^{110}\text{Cd} (d, n)$ $^{111}\text{Cd} (p, n)$ $^{112}\text{Cd} (p, 2n)$ $^{109}\text{Ag} (^3\text{He}, n)$	$^{111}\text{In}$	67 ч	$\gamma$ (0,17; 0,25)	Медицина (диагностика)
$^{114}\text{Cd} (\alpha, n)$	$^{117\text{m}}\text{Sn}$	14 сут	$\gamma$ (0,16)	Медицина (диагностика)
$^{115}\text{In} (\alpha, 2n)$	$^{117}\text{Sb}$	2,8 ч	$\beta^+$ (0,57); ЭЗ; $\gamma$ (0,16)	Медицина (диагностика)
$^{121}\text{Sb} (\alpha, 2n)$ $^{123}\text{Sb} (^3\text{He}, 3n)$ $^{122}\text{Te} (^3\text{He}, 2n)$ $^{123}\text{Xe}$ $^{123}\text{Xe} \rightarrow ^{123}\text{I}$ $^{123}\text{Te} (p, n)$	$^{123}\text{I}$	13 ч	ЭЗ; $\gamma$ (0,16)	Медицина (диагностика)
$^{127}\text{I} (\alpha, 2n)$	$^{129}\text{Cs}$	32 ч	ЭЗ; $\gamma$ (0,38)	Медицина (диагностика)
$^{131}\text{Xe} (p, n)$ $^{131}\text{Xe} (d, 2n)$	$^{131}\text{Cs}$	9,7 сут	ЭЗ	Медицина (диагностика)
$^{131}\text{Xe} (d, n)$ $^{132}\text{Xe} (p, n)$ $^{132}\text{Xe} (d, 2n)$	$^{132}\text{Cs}$	6,6 сут	$\beta^+$ (0,41); ЭЗ; $\gamma$ (0,67)	Медицина (диагностика)
$^{139}\text{La} (d, 2n)$	$^{139}\text{Ce}$	140 сут	ЭЗ; $\gamma$ (0,166)	Стандартный $\gamma$ -источник
$^{155}\text{Gd} (\alpha, 2n)$ $^{159}\text{Tb} (p, 3n)$	$^{157}\text{Dy}$	8,1 сут	ЭЗ; $\gamma$ (0,33)	Медицина (диагностика)
$^{200}\text{Hg} (d, n)$ $^{201}\text{Hg} (d, 2n)$ $^{203}\text{Tl} (p, 3n)$ $^{201}\text{Pb} \rightarrow ^{201}\text{Tl}$	$^{201}\text{Tl}$	73 ч	ЭЗ; $\gamma$ (0,14; 0,17)	Медицина (диагностика)
$^{203}\text{Tl} (d, 2n)$ $^{203}\text{Tl} (p, n)$	$^{203}\text{Pb}$	52 ч	ЭЗ; $\gamma$ (0,28; 0,40)	Медицина (диагностика)
$^{206}\text{Pb} (d, 2n)$ $^{207}\text{Pb} (d, 3n)$	$^{206}\text{Bi}$	6,2 сут	$\beta^+$ (0,98); ЭЗ; $\gamma$ (0,18...1,72)	Медицина (диагностика, терапия)

Иногда целесообразность использования циклотрона определяется чисто практическими обстоятельствами. Так,  $(d, p)$ -реакции, протекающие обычно с высоким выходом, эквивалентны по результату  $(n, \gamma)$ -реакциям, характерным для тепловых нейтронов реактора. Однако получение весьма короткоживущих радиоизотопов может оказаться предпочтительным на циклотроне ввиду большего удобства доставки продукта потребителю.

Массовое производство радиоизотопов на циклотроне с использованием быстрых или замедленных нейтронов в общем нецелесообразно по экономическим соображени-

ям, хотя в отдельных случаях реакции на нейтронах с успехом применяют. В последние годы резко выросло число циклотронов для промышленного производства изотопов.

Производство изотопов на других ускорителях носит ограниченный характер. В тех учреждениях, где имеются сильноточные линейные ускорители электронов, возможно получение нейтрондефицитных радиоизотопов с носителем по  $(\gamma, n)$ -реакции, особенно если тормозное излучение получается так или иначе в качестве «побочного продукта». В работе сообщается, например, о получении  $^{132}\text{Cs}$  на линейном ускорителе электронов с платиновым конвертором. После облучения в течение 10 ч при токе 40 мкА и энергии электронов 20 МэВ удельная активность продукта составляла 10 мКи/г.

В другой работе сообщается об использовании тритонного пучка электростатического ускорителя на энергию 20 МэВ для получения  $^{28}\text{Mg}$  по  $^{26}\text{Mg}(t, p)$ -реакции с удельной активностью до 100 мКи/г с хорошей радиохимической чистотой.

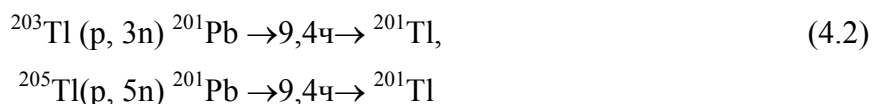
Ускорители на сверхвысокие энергии использовались для получения новых тяжелых элементов. Однако использование их для широкого производства изотопов вряд ли целесообразно из-за низких токов и сечений реакций, а также из-за многообразия образующихся радионуклидов, что усложняет радиохимические операции. Тем не менее, заслуживают внимания такие начинания, как использование линейного ускорителя, служащего инжектором для протонного синхротрона, для производства изотопов. Условия облучения эквивалентны таковым при постоянном токе 180 мкА с начальной энергией протонов 200 МэВ. Составная мишень позволяет получать одновременно ряд изотопов, каждый из которых образуется при достаточно оптимальных условиях на соответствующем участке трека протона. Авторы продемонстрировали практическую целесообразность получения таких изотопов, как  $^{123}\text{I}$ ,  $^{127}\text{Xe}$  и  $^{52}\text{Fe}$ , а также изотопов, которые пока практически не использовались, но обладают интересными свойствами:  $^{97}\text{Ru}$ ,  $^{82}\text{Sr}$  и  $^{179}\text{Ta}$ .

## 4.2. Томский циклотрон для производства РФП

Циклотрон У-120, запущенный в 1959 г в НИИ ЯФ ТПУ, успешно применяется для производства медицинских радиоизотопов для клиник Томска и Сибирского региона с 1985 г.

Препарат на основе изотопа  $^{199}\text{Tl}$ .

РФП на основе таллия широко применяются в медицинской диагностике для перфузионной сцинтиграфии миокарда и головного мозга. Использование этого нуклида основано на его свойстве накапливаться в сердечной мышце. До последнего времени для этой цели применяли радионуклид  $^{201}\text{Tl}$ , который может быть получен при облучении стабильных изотопов в реакциях:



на ускорителях, обеспечивающих энергию протонов 30 МэВ и более. Методики его получения достаточно сложны и включают до 10 радиохимических операций. При этом образуется большое количество радиотоксичных отходов, суммарная активность которых переработки облученных мишеней длится до 2 суток. На западном рынке стоимость препаратов таллия-201 составляет около 50 долларов США за 1 мКи, в России – несколько больше, что связано с отсутствием в нашей стране специализированных ускорителей, работающих на производство медицинских радионуклидов. Например, завод «Медрадиопрепарат» (г. Москва) выпускает около 2,5 Ки таллия в год против 7000 Ки в развитых промышленных странах.

В Томске с 1985 г. исследовалась возможность использования для радионуклидной диагностики вместо  $^{201}\text{Tl}$  его короткоживущего аналога  $^{199}\text{Tl}$  ( $T_{1/2} = 7,4$  часа). Этот изотоп может быть получен на сравнительно небольших циклотронах по реакции



путём облучения золота альфа-частицами с энергией 22...27 МэВ. Характеристики гамма- и рентгеновских линий излучения радионуклида  $^{199}\text{Tl}$  приведены в табл. 4.3.

Таблица 4.3

*Гамма и ХРИ – излучение радионуклида таллия-199*

Энергия $\gamma$ -квантов, МэВ	Квантовый выход, %
0,4551	13,6
0,4193	1,0
0,3339	1,6
0,2840	1,3
0,2472	9,3
0,2082	11,9
0,1584	5,4
(ХРИ) 0,0725	108

Основная трудность получения радионуклида  $^{199}\text{Tl}$  связана с образованием по конкурирующим реакциям других изотопов таллия:  $^{200}\text{Tl}$  по реакции  $(\alpha, n)$  и  $^{198}\text{Tl}$  по реакции  $(\alpha, 3n)$ . Исследования показали, что наилучшее выделение целевого нуклида над фоновыми изотопами происходит при энергии альфа-частиц (27...28) МэВ.

Прохождение  $\alpha$ -частицы через мишень сопровождается её торможением, в результате максимальные значения концентраций тех или иных изотопов таллия достигаются на различных глубинах мишени в соответствии с зависимостями сечений этих процессов от энергии  $E\alpha$ . Исследования зависимости концентрации образовавшихся в мишени (стопка золотых 5 мкм фольг) изотопов таллия от толщины мишени показали, что наиболее чистый продукт таллия-199 нарабатывается в слое до 10 мкм. Однако в этом случае его выход от общего количества не превышает 10 %, что нетехнологично. Оптимальной была выбрана толщина в 30 мкм, с содержанием примесей таллия – 201 около 1,5 % (см. рис. 4.1). Полученные данные и сделанные на их основе оценки показали, что на циклотроне У-120 за одно облучение могут быть наработаны партии таллия-199 с активностью 50 мКи и более. Для практического получения таких количеств нуклида потребовалось разработать специальные конструкции мишеней и устройств для их дистанционной загрузки-выгрузки из канала ионопровода с одновременным вращением и охлаждением потоком воды.

Облучение тонких фольговых мишеней толщиной от 30 до 500 мкм представляет собой достаточно сложную задачу, поскольку отдаваемая пучком альфа-частиц тепловая мощность составляет (600...800) Вт.

В стационарных условиях при общей площади мишени 12,6 см<sup>2</sup> подводимая мощность пучка приходится на участок площадью около 1 см<sup>2</sup>. В результате происходит локальный разогрев мишени. Отвод тепла от этого участка осуществляется потоком дистиллированной воды, протекающей по поверхности мишени с её обратной стороны.

Значительное ослабление тепловой нагрузки в области падения пучка достигается также за счёт вращения мишени в процессе облучения. Скорость вращения регулируется в пределах от 1 до 10 об/мин. Для того, чтобы центр пучка не попадал в одно и то же место, сфокусированный пучок смещался от оси канала и мишени на (0,5...1,0) см.



Рис. 4.1. Выход  $I$  (относит. ед.) радионуклидов  $^{199}\text{Tl}$  (1) и  $^{200}\text{Tl}$  (2) по глубине мишени,  $E\alpha = 27,2 \text{ МэВ}$

После окончания облучения необходимо выделить таллий-199 из состава золотых фольг. Для этого применяется метод возгонки (сублимации) в токе воздуха или кислорода с последующей конденсацией, т. е., таллий окисляется, переходит в газообразное состояние и уносится с током газа. Для выделения таллия из мишеней была разработана и изготовлена сублимационная установка. Схематически она показана на рис. 4.2.

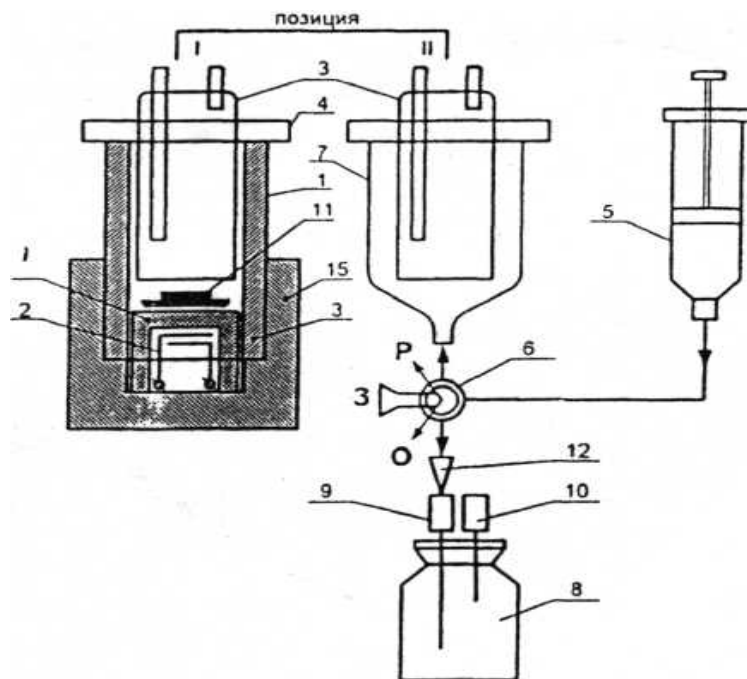


Рис. 4.2. Схема установки для сублимационного выделения таллия-199

Основными узлами установки являются сублимационная камера (1), выполненная из кварцевого стекла с нагревающим элементом (2) и термопарой, конденсор (3) с уплотняющим кольцом (4), шприц (5) с физиологическим раствором (0,9 % раствор NaCl), подсоединённый через двухходовой вентиль (6) к ёмкости для смыва конденсата (7) и флакону-сборнику (8) с иглами (9) и (10). Облучённую мишень (11) помещают на дно) предварительно прогретой до заданной температуры камеры (позиция I). Над ней устанавливают охлаждаемый водой конденсор. По окончании сублимации конденсор с осаждаемым на нём таллием переносят в в ём-

кость для смыва (7) (позиция II). Сюда из шприца (5) через вентиль (6), установленный в положение «Р» подают физиологический раствор и осуществляют смыв конденсата таллия. Обратным ходом поршня полученный раствор переводят в шприц и затем через вентиль (положение «О») переводят во флакон-сборник 8. При этом вытесняемый воздух выходит через иглу (10). Полученный раствор таллия-хлорида  $^{199}\text{Tl}$  стерилизуется в паровом автоклаве. Оптимальная температура процесса сублимации (650...700) °С, время извлечения (15...20) минут. Получаемый в результате раствор представляет собой готовый препарат «Таллия хлорид,  $^{199}\text{Tl}$ », годный после стерилизации к диагностическим исследованиям. Одним из определяющих факторов его качества является содержание в полученном продукте примеси таллия-200, которое не должно превышать 1,5 % на время приготовления. Поэтому основная задача при сублимационном выделении сводилась к определению точного момента времени окончания процесса, т. к. при передержке мишени в камере содержание примеси в сублимате может превысить указанный предел, а при раннем прекращении сублимации велики потери продукта.

Получаемый в результате раствор представляет собой готовый препарат «Таллия хлорид,  $^{199}\text{Tl}$ », годный после стерилизации к диагностическим исследованиям. Одним из определяющих факторов его качества является содержание в полученном продукте примеси таллия-200, которое не должно превышать 1,5 % на время приготовления. Поэтому основная задача при сублимационном выделении сводилась к определению точного момента времени окончания процесса, т. к. при передержке мишени в камере содержание примеси в сублимате может превысить указанный предел, а при раннем прекращении сублимации велики потери продукта.

В результате оптимизации всех процедур удалось выйти на уровень производства РФП до 70 мКи за один цикл облучения ((7...8) часов) при токе альфа-частиц (25...30) мкА. Годовой объём производства радионуклида таллия-199 на Томском циклотроне превышает 2,5 Ки, что сопоставимо с объёмом производимого в России таллия-201. В табл. 4.4 приведены расчётные значения эквивалентных доз облучения важнейших (критических) органов человека при введении 4 мКи препарата  $^{199}\text{Tl}$  на начало и конец срока его годности и 1,5 мКи препарата  $^{201}\text{Tl}$ .

Таблица 4.4

*Расчетные значения доз облучения критических органов человека при введении 4 мКи препарата  $^{199}\text{Tl}$  на начало и конец срока его годности*

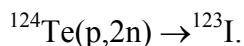
Органы	Эквивалентная доза, мЗв		
	Таллия хлорид $^{199}\text{Tl}$		Таллия хлорид $^{201}\text{Tl}$
	0,5 % $^{200}\text{Tl}$	4,0 % $^{200}\text{Tl}$	1,5 % $^{200}\text{Tl}$
Все тело	0,55	0,92	4,7
Семенники	0,34	0,59	2,5
Яичники	0,76	1,40	110
Красный костный мозг	0,73	1,12	8,9
Сердце	1,73	1,91	38

Из табл. 4.4 видно, что применение таллия-199 в медицине позволяет в несколько раз уменьшить радиационную нагрузку на организм человека. На данный препарат была разработана и утверждена Минздравом СССР, и затем Минздравом РФ, вся необходимая нормативно-техническая документация.

Основным потребителем данного РФП для диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы и головного мозга выступает НИИ кардиологии ТНЦ СО РАМН.

Получение РФП на основе радионуклида  $^{123}\text{I}$ .

Коммерчески доступный для ядерной медицины радионуклид йод-123, используемый для диагностики заболеваний почек, обычно получают, используя ядерные реакции



Реакции протекают на ускоренных до энергии 30 МэВ и выше протонах. Ввиду того, что йод-123 имеет небольшой период полураспада ( $T_{1/2} = 13,3$  ч), существенное значение приобретают такие факторы, как продолжительность его выделения из мишенного материала и изготовления РФП, а также время транспортировки препарата от места производства до потребителя. Суммарное время не должно превышать 24–30 часов. Указанный срок годности радионуклида определяется ещё и тем, что со временем в препарате накапливаются примеси других радионуклидов (более долгоживущих), образующихся по конкурирующим реакциям на примесных изотопах мишенного материала (см. табл. 4.5).

Таблица 4.5

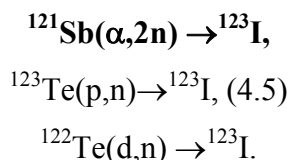
*Ядерные характеристики изотопов йода*

Радионуклид	$T_{1/2}$	Вид излучения	Энергия $\gamma$ -квантов, МэВ	Выход $\gamma$ -квантов, %
$^{120}\text{I}$	81 мин	ЕС	1,523	14,2
			0,6406	6,21
			0,5603	82
			0,511	90
$^{121}\text{I}$	2,12 ч	ЕС	0,5319	6,2
			0,511	22
			0,2125	84,5
$^{123}\text{I}$	13,3 ч	ЕС	0,5385	0,27
			0,5290	1,05
			0,5056	0,26
			0,4404	0,35
			0,1591	83
$^{124}\text{I}$	4,17 дн	ЕС, $\beta^+$	1,6910	10,7
			0,7227	10,2
			0,6027	62
$^{125}\text{I}$	60,14 дн	ЕС	0,0354	6,75
$^{126}\text{I}$	12,8 дн	ЕС, $\beta^+$ , $\beta^-$	0,7538	3,94
			0,662	32,6
			0,3838	35,4
$^{130}\text{I}$	12,5 ч	$\beta^-$	1,1573	11,4
			0,7394	80,8
			0,6684	94
			0,5361	99,8
			0,4180	32,6
$^{131}\text{I}$	8,04 дн	$\beta^-$	0,6369	6,9
			0,3644	82,4
			0,2843	5,8

Так, если по 1 реакции на момент получения примесь йода-125 составляет всего 0,2 %, то к концу срока годности её содержание возрастает до 1 %. Соответственно, для

второй реакции примесь йода-124 увеличивается от 0,8 % до 5 %. Это делает препараты йода-123 малодоступными для удалённых регионов.

Вместе с тем существует реальная возможность получения йода-123 для «домашнего» использования на циклотронах низких и средних энергий типа У-120. Возможности этих ускорителей отвечают реакциям:



Первая из них требует использования альфа-частиц с энергией 28 МэВ для того, чтобы примесь йода-124 по конкурирующей реакции ( $\alpha,n$ ) не превышала на момент получения 3 % для толстых мишеней или (1,5...2,0) % – для тонких. Оценочный выход продукта не превышает 0,5 мКи/мкА·ч.

Вторая реакция имеет более высокий выход, однако требует наличия 15...17 МэВ-ных пучков протонов. Выход может составить до 300 мКи. Требуется предварительное обогащение теллура-123 до 90 %.

Возможностям У-120 в наибольшей степени соответствует третья реакция, осуществляемая на дейтронах с энергией 10...14 МэВ. Причём мишенью служит обогащённый теллур-122, которого в естественном составе содержится почти в три раза больше, чем теллура-123. Исследования показали, что при использовании толстых мишеней из обогащённого до (86...93) % теллура-122 может быть достигнут выход (0,7...0,8) мКи/мкА·ч.

Реальное время облучения 3–4 часа при токе пучка дейтронов не менее 10 мкА. При работе с таким током возникают жёсткие требования к тепловой стойкости мишени, к её конструкции. Тонкий слой оксида теллура-122 наносится на подложку из листовой платины. Подводимая мощность пучка составляет (250...300) Вт. Передняя стенка мишени охлаждается потоком газа с высокой теплопроводностью (гелием), нагнетаемым с высокой скоростью компрессором. Обратная сторона мишени охлаждается потоком дистиллированной воды.

После облучения мишень помещают в загрузочную камеру и нагревают.

Выделяемые из мишени пары йода-123 транспортируются потоком воздуха. Далее газообразный радионуклид вступает во взаимодействие с раствором о-йодгиппуровой кислоты. Происходит реакция изотопного обмена с атомами неактивного йода, входящими в состав кислоты.

В результате процессов сублимации и изотопного обмена получается препарат, содержащий радиоактивный изотоп йод-123. Этот РФП прошёл тестирование на соответствие действующим требованиям к продукции данного вида. Подлинность «О-йодгиппурата,  $^{123}\text{I}$ » устанавливалась по спектру гамма-излучения основного радионуклида, а также по соответствию полученного раствора препарата стандартному тесту на аминогруппу. Доклинические испытания препарата на почках животных были успешно проведены в НИИ кардиологии ТНЦ СО РАМН.

### 4.3. Получение РФП на ядерном реакторе НИИ ЯФ ТПУ

Основное применение реакторные РН находят в радиотерапии поскольку большинство из них являются нейтронно-избыточными и распадаются с испусканием  $\beta^-$  – частиц.

В табл. 4.6 приведён перечень основных медицинских радионуклидов, получаемых на ядерном реакторе для целей диагностики радиотерапии и диагностики.

Таблица 4.6

## Реакторные РН для ядерной медицины

Изотоп	T1/2	Изотоп	T1/2
<sup>32</sup> P	14,3 сут	<sup>131</sup> I	8,0 сут
<sup>35</sup> S	87,4 сут	<sup>132</sup> I	2,3 ч
<sup>45</sup> Ca	162,6 сут	<sup>133</sup> Xe	5,2 сут
<sup>47</sup> Sc	3,4 сут	<sup>145</sup> Sm	340 сут
<sup>51</sup> Cr	27,7 сут	<sup>153</sup> Sm	46,7 ч
<sup>55</sup> Fe	2,7 лет	<sup>153</sup> Gd	241,6 сут
<sup>59</sup> Fe	44,5 сут	<sup>165</sup> Dy	2,35 ч
<sup>60</sup> Co	5,3 лет	<sup>166</sup> Dy/ <sup>166</sup> Ho	81,5 ч/26,2 ч
<sup>75</sup> Se	119,8 сут	<sup>170</sup> Tm	128,6 сут
<sup>86</sup> Rb	18,8 сут	<sup>175</sup> Yb	4,2 сут
<sup>85</sup> Sr	64,8 сут	<sup>177</sup> Lu	6,71 сут
<sup>99</sup> Mo/ <sup>99m</sup> Tc	66 ч/6 ч	<sup>186</sup> Re	90,6 ч
<sup>103</sup> Pd	16,7 сут	<sup>188</sup> W/ <sup>188</sup> Re	69 сут/16,9 ч
<sup>109</sup> Pd	13,7 сут	<sup>191</sup> Os/ <sup>191</sup> Ir	15,4 сут/4,9 с
<sup>103</sup> Ru	39,4 сут	<sup>192</sup> Ir	74 сут
<sup>115</sup> Cd	53,5 ч	<sup>195m</sup> Pt	4 сут
<sup>117m</sup> Sn	13,6 сут	<sup>198</sup> Au	2,6 сут
<sup>125</sup> I	60,1 сут	<sup>199</sup> Au	3,2 сут

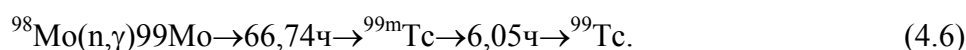
Одним из самых распространённых и широко применяющихся в ядерной медицине для диагностики ряда заболеваний человека является радионуклид <sup>99m</sup>Tc, который является дочерним продуктом β<sup>-</sup> – распада материнского изотопа <sup>99</sup>Mo. К середине 90-х годов объём его мирового производства приблизился к 10 кКи в неделю (ядерные реакторы Канады, Бельгии, ЮАР, России и др.). Для его получения на ядерных реакторах используются две основные схемы:

- реакция деления урана – <sup>235</sup>U(n,f)<sup>99</sup>Mo,
- реакция радиационного захвата – <sup>98</sup>Mo(n,γ)<sup>99</sup>Mo.

Сечения этих реакций, соответственно, равны 582,6 и 0,136 барн.

Недостаток первого метода заключается в образовании большого количества неиспользуемых радиоактивных отходов: 50 Ки отходов на 1 Ки <sup>99</sup>Mo. Необходимость в последующей переработке и утилизации отходов, наряду с операцией отделения от них урана для повторного использования, приводит к большим экологическим проблемам.

При использовании реакции радиационного захвата (n,γ) отходы практически не образуются. Основная проблема здесь связана с получением высоких удельных активностей <sup>99</sup>Mo. Так, при облучении природного молибдена, содержащего 24,13 % <sup>98</sup>Mo, в потоке тепловых нейтронов 1·10<sup>14</sup> н/см<sup>2</sup>·с в течении 100 часов, выход <sup>99</sup>Mo не превышает 0,35 Ки/г. В тех же условиях на обогащённом <sup>98</sup>Mo (степень обогащения > 95 %) расчётная активность <sup>99</sup>Mo может быть повышена до (12...15) Ки/г за счёт увеличения резонансной составляющей в нейтронном спектре реактора. При этом величина сечения может достигать 0,7 барн и более. На реакторах с потоком нейтронов 5·10<sup>15</sup> н/см<sup>2</sup>·с возможна наработка <sup>99</sup>Mo с активностью порядка 200 Ки/г. Несмотря на то, что реакция (n,γ) не обеспечивает высокой удельной активности <sup>99</sup>Mo, её можно достаточно эффективно использовать для последующей наработки из такого сырья высокоактивного технеция-99m:





Себестоимость  $^{99m}\text{Tc}$  при этом снижается в 5–6 раз по сравнению с реакцией  $^{235}\text{U}(n,f)^{99}\text{Mo}$ .

Приведённая реакция характеризует *генераторную* схему накопления во времени изотопа  $^{99m}\text{Tc}$ . Для его выделения могут быть использованы различные методы: *сорбционный, хроматографический и экстракционный*. На основе первых двух методов разработаны мобильные переносные генераторы небольшой мощности, предназначенные для обеспечения препаратом 1–2 медицинских учреждений. Экстракционные генераторы представляют собой стационарные установки большой мощности способные удовлетворять в РФП потребность целого региона страны.

Экстракционные генераторы технеция.

Работы по получению технеция-99m на реакторе ИРТ-Т НИИ ЯФ ТПУ проводятся с 1985 года. Здесь был создан первые отечественные экстракционные генераторы технеция-99m с полным дистанционным управлением. В отличие от известных мировых аналогов, они имеют полное дистанционное управление на всех стадиях получения препарата и могут быть загружены облучённым соединением молибдена-99 в любом его агрегатном состоянии.

Традиционная технологическая схема экстракционного получения  $^{99m}\text{Tc}$  включает следующие основные операции:

- растворение облучённой мишени  $^{99}\text{Mo}$  в растворе КОН либо NaOH;
- экстракция  $^{99m}\text{Tc}$  органическим экстрагентом;
- дистилляция экстрагента и растворение сухого остатка, содержащего  $^{99m}\text{Tc}$  в физиологическом растворе.

Принцип действия экстракционного генератора иллюстрирует рис. 4.3.

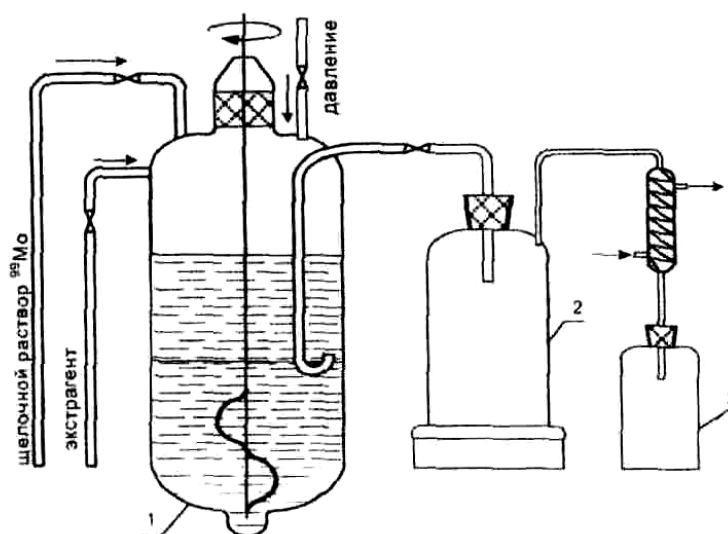


Рис. 4.3. Схема экстракционного генератора  $^{99m}\text{Tc}$

Установка состоит из экстрактора (1) с мешалкой, куда подаётся исходный щелочной раствор  $^{99}\text{Mo}$  и экстрагент. После перемешивания смеси и отслоения органической фазы, производят её отбор в испаритель (2) с помощью заборной трубки, конец которой расположен над границей раздела фаз. Экстрагент отгоняют в испаритель (3).

За счёт оригинальных технических решений в генераторах предусмотрен цикл многократной экстракции одним и тем же малым объёмом экстрагента, что повышает эффективность и одновременно способствует уменьшению габаритов установки. Производительность генератора составляет в среднем (15...20) Ки в неделю, что достаточно для удовлетворения потребностей города с населением 500 тыс. человек.

Полученный с помощью экстракционного генератора препарат «Натрия пертехнетат,  $^{99m}\text{Tc}$ » имеет следующие характеристики:

Состав:

- технеция-99m без носителя, МБк ..... 740...14870
- натрия хлорида, мг ..... 8,7...9,3
- воды для инъекций, мл ..... до 1
- радиохимическая чистота, %, не хуже ..... 99,0
- содержание метилэтилкетона, %, не более ..... 0,05
- рН ..... 5,0...7,0

Радионуклидные примеси:

- $^{99}\text{Mo}$ , %, не более .....  $2 \cdot 10^{-3}$
- остальные радионуклиды, %, не более .....  $1 \cdot 10^{-4}$

Генератор технеция-99m прошёл контрольные испытания Минздрава РФ и в настоящее время задействован для ежедневного обеспечения стерильным препаратом технеция-99m радиологических лабораторий г. Томска и соседних регионов. Генераторы данного типа были поставлены из Томска для Радиевого института (С. Петербург), РНЦ «Курчатовский институт» и т. д.

Сорбционные генераторы технеция.

Одна из проблем, стоящих на пути широкого использования РФП на основе технеция-99m, связана с необходимостью их быстрой доставки потребителю, т. к. период полураспада целевого нуклида всего около 6 часов. Проблема может быть решена путём поставки не дочернего нуклида  $^{99m}\text{Tc}$ , а материнского  $^{99}\text{Mo}$ , период полураспада которого значительно больше  $\sim 66,7$  часа. Иными словами, целесообразным является поставка в отдалённые регионы не РФП на основе технеция-99m, а генераторов технеция-99m, при этом необходимый РФП вырабатывается непосредственно в радиологической лаборатории потребителя.

В настоящее время на ядерном реакторе НИИ ЯФ при ТПУ разработана технология и начато опытное производство малогабаритных переносных сорбционных генераторов технеция-99m для поставки пользователям по всему Сибирскому региону. Для облучения мишеней, содержащих обогащенный молибден-98, задействован центральный канал реактора с потоком нейтронов  $1,7 \cdot 10^{14}$  н/см·с. Плановый объём производства составляет 1000 генераторов в год.

## Список литературы

1. Скуридин В.С. Методы и технологии получения радиофармпрепаратов: учеб. пособие. – Томск: Изд-во ТПУ, 2007. – 97 с.
2. Куренков Н.В., Шубин Ю.Н. Радионуклиды в ядерной медицине (получение и использование). – Обнинск: ФЭИ-2429, 1995.
3. Производство изотопов. – В кн.: Всесоюзная научно-техническая конференция «20 лет производства и применения изотопов и источников ядерных излучений в народном хозяйстве СССР». – М.: Атомиздат, 1973.
4. Соколов В.А. Генераторы короткоживущих радиоактивных изотопов. – М.: Атомиздат, 1975.
5. Рябухин Ю.С., Шальнов А.В. Ускоренные пучки и их применение. – М.: Атомиздат, 1980. – 192 с.
6. Комов А.И., Скуридин В.С., Рыбасов А.Г., Головков В.М. Новые технологии производства радиофармпрепаратов на основе короткоживущих радионуклидов, по-

- лучаемых на циклотроне и ядерном реакторе НИИ ЯФ ТПУ // Изв. вузов. ФИЗИКА. – № 4. – 1998. – 183 с.
7. Циклотрон в решении научных и практических задач. Сб. статей под ред. Головкова В. – Томск: Изд-во ТПУ, 1999. – 103 стр.
  8. Изотопы: свойства, получение, применение / под. ред. В.Ю. Баранова. – М.: Изд. АТ, 2000.

## ГЛАВА 5. ЭФФЕКТЫ ОБЛУЧЕНИЯ В ТВЕРДЫХ ТЕЛАХ

### 5.1. Радиационные методы обработки материалов и изделий

Под действием излучений различных видов в поверхностных слоях твердых тел происходят различные изменения: фазовые, структурные, физические, механические, химические и т. д. Так, в телах с низкой электропроводностью образовавшиеся в результате ионизации положительные ионы и электроны длительное время обнаруживают себя как дефектные новообразования в структуре. Хорошо известным примером является появление под действием облучения коричневой окраски стекла, что обусловлено образованием электронных центров поглощения света. Ионизованные атомы могут смещаться со своих прежних мест под влиянием электрических сил соседних атомов.

При соударении тяжелых частиц с ядрами последние могут перемещаться на многие межатомные расстояния. Таким образом, в структуре образуются два дефекта: вакансия и межузельный ион, что сказывается на свойствах кристаллических тел. Ядерные соударения – типичный процесс для быстрых нейтронов. Тяжелые ионы также испытывают соударения с ядрами, хотя влияние этих соударений относительно мало по сравнению с влиянием процесса ионизации.

При большом числе актов ядерной реакции могут наблюдаться еще большие изменения в структуре, так как кроме пространственного перемещения часто образуются ядра посторонних для данной структуры элементов. Включение посторонних ядер происходит и при облучении ионами, когда последние останавливаются в конце своего пробега.

Образование дефектов в конструкционных материалах ядерных установок – обычно вредное явление. Например, металлы и сплавы приобретают такие нежелательные свойства, как хрупкость, подверженность коррозии и т. п. Для испытаний материалов, предназначенных для работы в условиях облучения, нередко используют ускорители как источники быстрых нейтронов и ионов.

Однако образование дефектов иногда полезно использовать прежде всего в технологии получения полупроводников. Особенно плодотворной оказалась *имплантация* ионов в целях создания примесной электропроводности.

Определенные перспективы имеет радиационная обработка металлов и сплавов. Предпосылки к этому следующие. Известно, что важным фактором, определяющим благоприятный комплекс свойств металлов и сплавов, является фазовое состояние. Фазовые превращения, контролируемые диффузией, обычно протекают с заметной скоростью лишь при температурах выше  $(0,4...0,5) T$ , где  $T$  – температура плавления по шкале Кельвина. Радиационные дефекты (вакансии и межузельные атомы) становятся подвижными уже при температуре  $0,2 T$ . Таким образом, при радиационно-усиленной диффузии можно получить фазы, стабильные в интервале температур  $(0,2...0,5) T$ .

В некоторых экспериментальных работах показано, что облучение электронами при очень высоких дозах, измеряемых миллиардами Дж/кг, действительно позволяет изменять механические свойства в полезных целях, например, для увеличения износостойкости рабочих поверхностей инструментов. Так, облучение электронами сплавов железа с молибденом и хромом приводит к росту предела текучести при небольшом снижении предела прочности.

Облучение пучками ионов и плазмы (ионоплазменная обработка) позволяет получать сверх стойкие покрытия металлических поверхностей. Это направление называют *модификацией свойств поверхностей материалов*.

В конечном счете, подавляющая часть энергии, расходуемая заряженными частицами в веществе, переходит в тепло. Возможность высокой концентрации тепловыделения и управления его пространственным распределением вплоть до микроскопических объемов и поверхностей обусловила большой интерес к такого рода использованию частиц для обработки поверхности твердых тел. Следует отметить, что кроме удаления вещества с поверхности за счет нагрева наблюдается явление ионного выщербливания. Тепловое действие ускоренных пучков с успехом используется при производстве интегральных схем микроэлектроники. Примером может служить получение рисунков электронных схем, микропайка, обезвоживание и очистка поверхностей полупроводников. Другим примером является использование электронного пучка для прохождения твердых горных пород.

Широкое практическое применение нашла *электронная сварка*, которая заслуживает более подробного рассмотрения.

В настоящее время развиваются направления модификации поверхностных свойств материалов с использованием воздействия на них пучками различных видов излучения: лазерного, электронного, рентгеновского, ионного, нейтронного, плазменного. При этом происходят многообразные физические процессы. Основные из них следующие:

- нанесение плёнок и покрытий (в том числе и многослойных);
- изменение топографии (рельефа) поверхности путём тонкого плазменного напыления, полировки, оплавления;
- изменение фазовой структуры поверхностных слоёв а глубину до нескольких десятков микрометров в результате быстрого нагрева концентрированными потоками энергии и, затем, быстрого охлаждения;
- изменение элементного состава поверхностных слоёв и варьирование электрических свойств материалов (легирование кремния, имплантация);
- изменение микроструктуры в результате ударно-волнового воздействия из-за газодинамического разлёта плазмы и пара с поверхности).

Выбор метода модификации определяется конкретными задачами и возможностями их решения. В большинстве своём радиационными технологиями пользуются для получения полупроводников и для улучшения механических, физических и химических свойств поверхностных слоёв материалов и изделий.

## 5.2. Ионная имплантация

Один из важнейших способов модификации поверхностных слоёв это ионное внедрение, или *ионная имплантация*. Метод имплантации состоит в том, что на поверхность вещества направляют поток ионов примеси, имеющих высокую энергию. Эти ионы проникают в толщу вещества и затормаживаются в ней, обеспечивая определённое пространственное распределение примеси по глубине проникновения. Ионное внедрение позволяет относительно чётко контролировать и варьировать концентрацию примеси, а также её распределение до глубины основы в пределах нескольких мкм.

Регулируя энергию, можно изменять глубину проникновения имплантируемых ионов и получать, например, p-n- или n-p-переходы на различных расстояниях от поверхности. Метод ионной имплантации нашел промышленное применение при производстве полупроводников и интегральных схем. Наиболее часто в качестве примеси в монокристалл внедряют ионы бора, фосфора, лития, мышьяка. Наиболее важными вопросами являются определение и контроль глубины проникновения ионов в твердое тело и их распределение в нем.

В качестве примера на рис. 5.1 приведены пробеги (сплошные линии) и полуширина гауссова распределения, измеренная на половине высоты его (пунктирные линии), в зависимости от атомного номера имплантируемых ионов и их энергии в качестве пара-

метра. Естественным ограничением приведенных графиков является то обстоятельство, что они рассчитаны для аморфных тел. Если же пучок ионов взаимодействует с кристаллом, где атомы образуют кристаллическую решетку, то наблюдается каналирование ионов. В одном кристалле могут существовать несколько направлений каналирования.

Эффект каналирования состоит в том, что когда пучок ионов входит в поверхность кристалла под определенным углом к главной оси его, то значительная часть пучка проходит через окна, свободные от атомов решетки. Вследствие этого пучок ионов проникает значительно глубже, чем в аморфное тело.

Остановимся на некоторых качественных соображениях. Пусть ионы падают на кристалл в направлении оси каналирования. Так как сечение пучка ионов всегда больше сечения окна или канала в кристалле, не все падающие ионы будут каналировать. Часть из них, проходя через решетку вблизи атомов кристалла, будет взаимодействовать с ними и отклонится от оси канала.

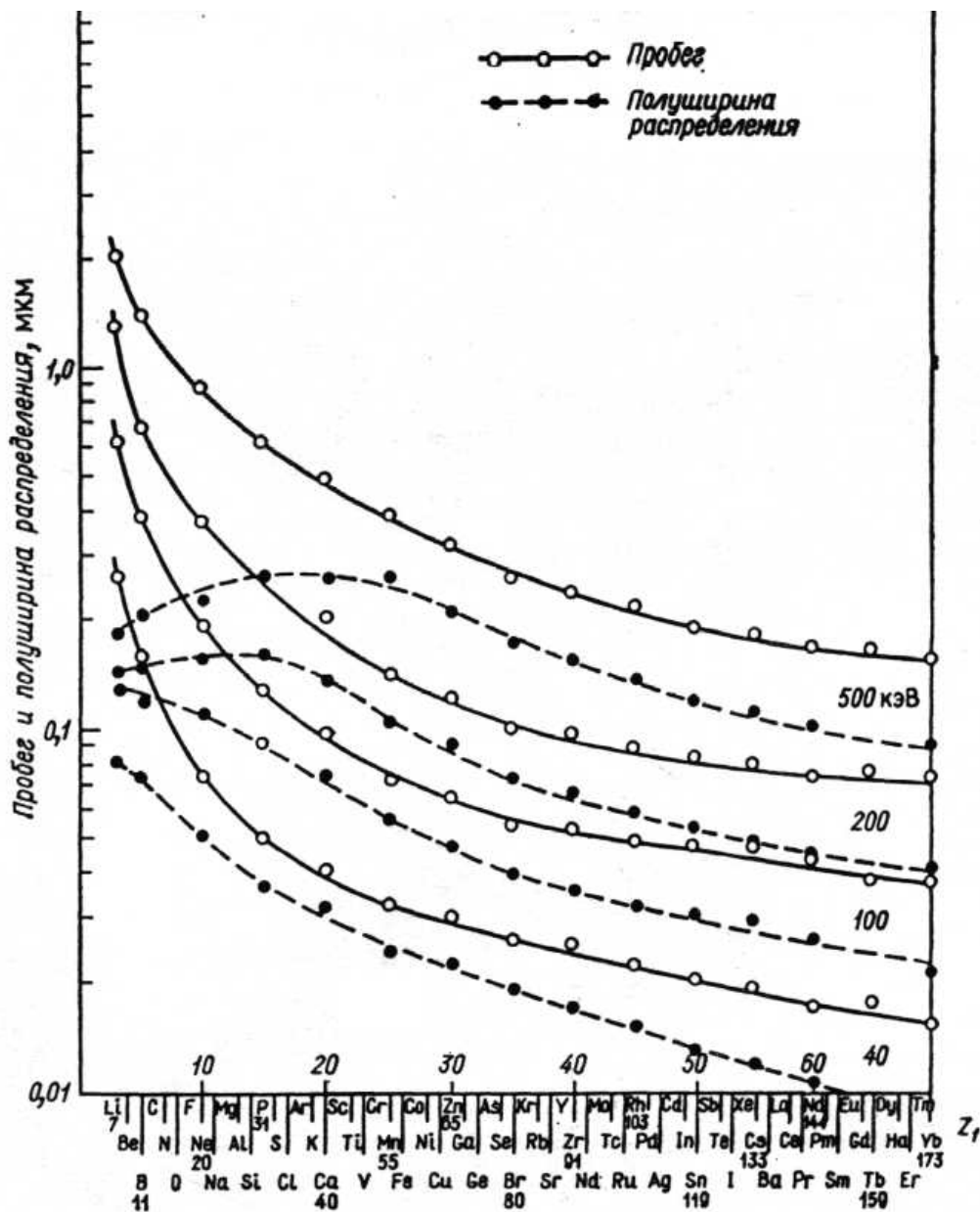


Рис. 5.1. Зависимость пробега и полуширины распределения ионов по глубине от порядкового номера элемента при различных энергиях имплантируемых ионов

Для этих ионов процесс имплантации будет проходить так же, как и в аморфном теле, в распределении ионов по глубине имплантации появится первый пик. Далее, в результате взаимодействия с электронами каналирующие ионы потеряют энергию, и на большей глубине появится второй пик. Между двумя пиками, каждый из которых характеризуется гауссовым распределением, имеется относительно плоский участок, обусловленный частицами, постепенно выбывающими из процессов каналирования благодаря накоплению небольших отклонений от оси. Соотношение между амплитудами двух пиков зависит от тепловых колебаний атомов кристалла, дефектов решетки, количества имплантируемых ионов и т. п. В самом деле, с увеличением числа внедренных атомов увеличиваются дефекты решетки, что способствует росту отклонения ионов от оси каналирования. Из этого следует, что эффект каналирования нельзя использовать для увеличения глубины внедрения, если необходимо создать высокую концентрацию имплантируемых ионов. Если угол между осью и направлением движения ионов не превышает некоторого критического значения, то процесс каналирования имеет место, а если этот угол больше критического, то взаимодействие ионов с кристаллом происходит так же, как и с аморфным телом. Критический угол растет с уменьшением энергии и увеличением заряда имплантируемых ионов. Примерное значение критических углов каналирования при имплантации ионов бора, азота, фосфора и мышьяка в кремний составляет от  $2,9^\circ$  до  $5,9^\circ$  для энергий от 50 до 30 кэВ.

Имплантация ионов сопровождается вредными побочными процессами:

- если доза облучения достаточно велика возникают радиационные повреждения кристаллической решетки, структура облученного участка может стать близкой к аморфной;
- ионы часто останавливаются не в тех местах, где нужно (межузельные ионы).

Обе эти проблемы могут быть частично решены с помощью процедуры *термического отжига* при сравнительно низкой температуре (500...1000) °С. Суть этого отжига сводится к тому, что тепловая вибрация способна устранять повреждения кристаллической решетки и активизировать внедренные ионы. В процессе восстановления поврежденный слой рекристаллизуется, повторяя структуру расположенных ниже неповрежденных слоёв.

Кроме того, в процессе отжига имплантируемые ионы, находящиеся в межузельных положениях, перемещаются в положение замещения. Характерное время отжига составляет порядка 30 мин.

Метод ионной имплантации имеет определенные достоинства по сравнению с существующими классическими методами: термодиффузией, вплавлением и легированием из расплава, которые привели к широкому промышленному применению ионной имплантации, несмотря на сравнительно высокую цену требуемого оборудования. Достоинства метода в некоторых случаях являются принципиальными. К их числу относятся:

- возможность вводить атомы любого элемента в какой угодно материал;
- регулировка концентрации внедряемого элемента в зависимости от глубины проникновения энергией ионов;
- дозировка внедряемого элемента с высокой степенью точности независимо от состояния поверхности и внутренних напряжений;
- высокая скорость процесса и сравнительно низкие температуры, что уменьшает возможность термодиффузии нежелательных примесей;
- высокая чистота получаемых материалов;
- обеспечение резких границ областей примесей за счет хорошей направленности пучка ионов в сочетании с применением фотолитографических масок;
- полная автоматизация процесса и близкая к 100 % воспроизводимость создаваемых материалов.

В перспективе улучшение технологии производства ионных пучков (доведение диаметра пучков до  $10^{-6}$  см и управление их перемещением с помощью компьютеров) появится возможность «рисовать» желаемую схему на подложке и избегать сложных операций изготовления масок и гравирования.

Для изготовления полупроводниковых приборов в настоящее время применяется комбинация традиционных процессов и ионной имплантации. Обычно для имплантации используются ионы с энергиями от 10 до 500 кэВ при энергетическом разбросе в несколько процентов. Возможно применение энергий до 5 МэВ; однако этот вопрос изучен в значительно меньшей степени. Указанным энергиям соответствуют глубины проникновения от 0,01 до 1 мкм, что зависит от типа применяемых ионов и материала подложки. Общее количество атомов, внедряемых при имплантации, лежит в пределах от  $10^{11}$  до  $10^{16}$  на  $1 \text{ см}^2$ . Требуемая однородность дозы имплантируемых ионов составляет  $\pm 1 \%$ . Токи ионов уже в 1 мА при 100 кВ создают большие тепловые нагрузки и не могут применяться без развертки пучка.

Обычно также накладывается ограничение на максимальную расходимость пучка: в большинстве случаев она не должна превышать (2...4) градуса. Это ограничение тесно связано с эффектом каналирования, и допуск на расходимость пучка может изменяться в зависимости от рода имплантируемых ионов и подложки.

Главными компонентами установки для имплантации ионов являются ионный источник (ИИ), анализатор ионов по массам, ускоряющая система с источником высокого напряжения и системы развертки и фокусировки пучка. Особенность ионного источника в установках для имплантации ионов заключается в необходимости создания потоков ионов самых разнообразных типов. Это могут быть источники однозарядных и многозарядных ионов. Как правило, для каждого типа имплантируемых ионов используется отдельный источник. Поэтому, если производство носит мелкосерийный характер, необходимо предусмотреть возможность быстрой замены источника.

ИИ можно разделить на *плазменные* и с *поверхностной ионизацией*. В плазменных источниках ионы образуются в веществе, находящемся в виде газа или пара в разрядной камере, ионизацией нейтральных атомов или молекул электронами и в процессе ионно-атомных соударений. Для этого используется один из видов электрического разряда. В результате в объеме разрядной камеры создается плазма. Чтобы поддерживать стабильный электрический разряд в плазме, требуется минимальное давление газа или пара в пределах от  $10^{-2}$  до 1 Па. Газ и пара доставляются в разрядную камеру от внешнего источника.

Около 10 % элементов являются газами при комнатной температуре и нормальном давлении. Их легко можно доставить в разрядную камеру. Существуют также некоторые газы или жидкости, у которых достаточно высоко давление молекулярных образований. Примерно, 23 % элементов являются жидкостями или твердыми телами при комнатной температуре и имеют давление пара порядка  $10^{-1}$  Па при приемлемой температуре (300...110) °С. Для этих материалов создаются внешние подогреватели для испарения. Элементы, которые не испаряются в атомарной форме, могут испаряться в молекулярной в химическом соединении с другими элементами.

Извлечение ионов с граничной поверхности плазмы осуществляется с помощью системы вытягивающих электродов. Полученный пучок ионов затем формируется системой фокусирующих электродов. Другой механизм образования ионов применяется в источниках с поверхностной ионизацией.

Качество ионного источника оценивается специальными характеристиками, позволяющими сравнивать различные источники между собой. К числу таких характеристик относятся:

- тип ионов, общий ток ионов и его плотность;



- относительное содержание полезных ионов в в общем потоке ионов;
- экономичность источника по мощности;
- газовая экономичность (отношение числа выходящих из источника ионов к общему числу атомов рабочего вещества, поступающего в источник).

В настоящее время ИИ позволяют производить пучки однократно ионизованных ионов почти всех элементов таблицы Менделеева с интенсивностями удовлетворяющими требованиям большинства потребителей.

Максимальная плотность тока извлекаемых ионов достигнута в *дуоплазматронах* – порядка  $1 \text{ А/см}^2$ . Относительное содержание полезных ионов в общем потоке колеблется от нескольких до почти 100 % (для разных типов ИИ). Экономичность по мощности достигает единицы миллиампер на 1 Вт. Газовая экономичность составляет единицы – десятки процентов.

В *дуоплазматронах* (рис. 5.2) разряд осуществляют между подогревным катодом (1) и анодом (3) в продольном магнитном поле. Высокая эффективность достигается за счёт двойного сжатия плазмы. Это достигается путём введения промежуточного электрода (2) и использования сильного неоднородного магнитного поля с магнитной индукцией (0,3...1) Тл, прикладываемого между промежуточным электродом (2) и анодом (3).

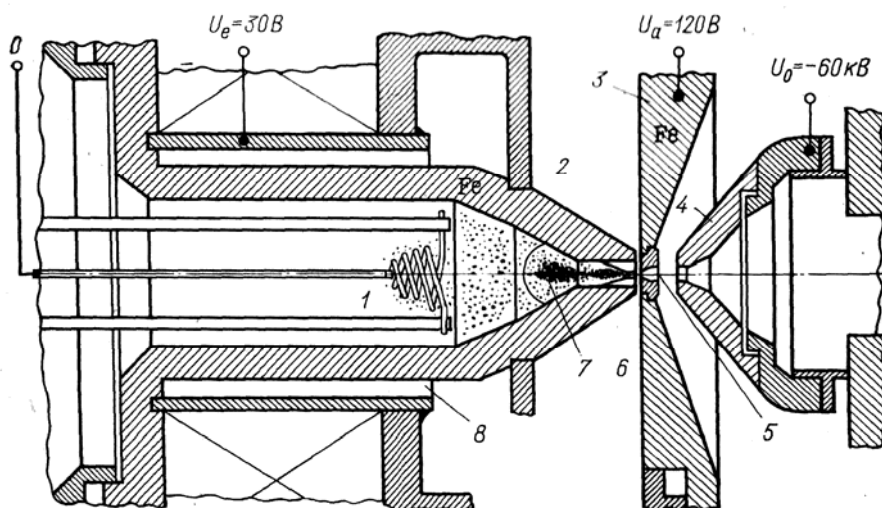


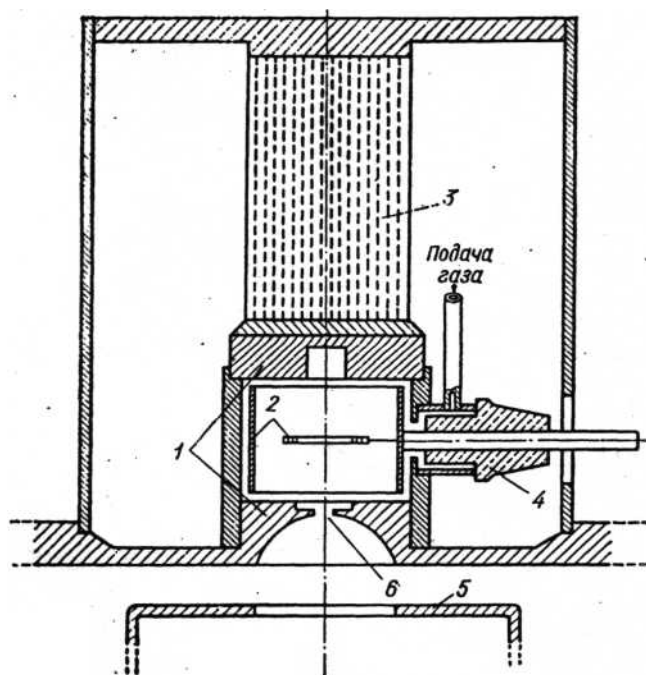
Рис. 5.2. Дуоплазматрон:

1 – катод; 2 – промежуточный электрод; 3 – анод; 4 – экстрактор; 5 – жаропрочная вставка; 6 – плазма сжатая магнитным полем; 7 – плазменный «пузырь»; 8 – водяное охлаждение

Магнитное поле концентрирует плазму вблизи выходного отверстия, обеспечивая плотности порядка  $10^{14} \text{ см}^{-3}$ . Источник характеризуется высоким содержанием полезных ионов в потоке (до 80 % для водорода) и большой интенсивностью (сотни миллиампер) тока. Эмиттанс пучка составляет несколько десятков мм·мрад.

Источник ионов с осциллирующими электронами, типа *Пеннинга*, показан на рис. 5.3. Ионизация рабочего газа под давлением ( $10^{-1} \dots 10^{-2}$ ) Па производится электронами, испускаемыми подогревным катодом или образующимися в в самой разрядной камере в схеме с холодным катодом. В разрядной камере создаётся продольное магнитное поле в несколько сотых Тл, которое заставляет электроны, стремящиеся к аноду, двигаться по спиральным траекториям. Это увеличивает количество произведённых ими актов ионизации. Извлечение образованных ионов производится через отверстие в одном из катодных электродов. От такого источника можно получить токи ионов в несколько десятков миллиампер. В источниках типа Пеннинга возможно также производить прямое испарение в разрядную камеру твёрдого вещества при температурах (600...1200) °С.

Для создания пучков ионов применяются также *высокочастотные источники, источники с использованием катодного распыления* и различные их модификации. Фирмами, производящими оборудование для ионной имплантации, разработаны специальные типы источников, где ионизация испарённого вещества производится электронными пучками. В промышленных имплантаторах применяются простейшие ускорители трансформаторного типа с выпрямляющими схемами, хотя для исследовательских целей часто используются электростатические ускорители на энергии в несколько мегаэлектронвольт. Во всех ускорителях такого типа, как правило, применяются постоянные во времени пучки ионов, хотя это и не принципиально.



*Рис. 5.3. Источник типа Пеннинга:*

*1 – катоды-полюсные наконечники; 2 – анод; 3 – постоянный магнит;  
4 – изолятор; 5 – извлекающий электрод; 6 – отверстие для выхода электронов*

При имплантации ионов требуется обеспечить определенный угол между направлением имплантируемых ионов и поверхностью образца, а также равномерность облучения образца по площади. Первое требование связано с каналированием ионов: о нём упоминалось выше. Направление кристаллографической оси образца определяется оптическим методом, методом рентгеновской дифракции или обратного рассеяния ионов.

Применяются также гониометры, позволяющие устанавливать кристалл с угловой точностью  $0,1^\circ$ . Равномерность облучения достигается или с помощью дефокусирующих линз, или при помощи развертки пучка на поверхность.

В производственных условиях чаще всего проводится одновременное облучение набора образцов, закрепленных в специальном держателе. Тогда необходимо распределить пучок имплантируемых ионов на большие площади (примерно до  $60 \text{ см}^2$ ). Механическое перемещение таблеток, перпендикулярное направлению пучка ионов, позволяет производить имплантацию ионов с постоянным углом падения пучка по отношению к поверхности. Во время ускорения и транспортировки пучка он производит ионизацию молекул остаточного газа. При механическом перемещении ионы остаточного газа и образовавшиеся в результате их рекомбинации нейтральные атомы и молекулы, создающие загрязнение, равномерно распределяются по площади. Для раз-

вертки пучка используется также электростатическая система, состоящая из двух пар последовательно расположенных отклоняющих пластин, к которым приложено пилообразное напряжение.

Скорость облучения таблеток для получения определенного уровня присадки в установках для ионной имплантации зависит от следующих причин: минимального времени для получения необходимой присадки; интенсивности пучка ионов на мишени; времени, необходимого для загрузки таблеток в вакуумный объем и их выгрузки; времени для установки таблеток внутри объема для облучения.

При частотах развертки от 10 до 1000 Гц и неоднородности дозы ионов около 1 % в современных имплантаторах требуется несколько секунд для самого процесса имплантации. Например, для получения уровня присадки в  $5 \cdot 10^{13}$  ион/см<sup>2</sup> в таблетке диаметром около 7,5 см, если ток имплантируемых ионов 50 мкА, достаточно 10 с.

Ионная имплантация используется сейчас при производстве следующих кремниевых полупроводниковых приборов: планарных микродиодов; метрических детекторов ядерных излучений; умножителей электронных потоков; р-і-п-диодов; варикапов со сверхвысокой чувствительностью; ВЧ-биполярных р-п-р- и п-р-п-транзисторов; полупроводниковых резисторов с широким диапазоном сопротивлений; высоковольтных вентилях; фотодиодов и преобразователей солнечной энергии. Метод успешно применяется также при производстве больших интегральных схем для вычислительной техники. Так, при облучении одного кристалла кремния можно получить интегральную схему с памятью, которая в транзисторном исполнении требует применения 19000 транзисторов. Технология создания схем ионной имплантацией применяется также для карманных калькуляторов, электрических наручных часов, мощных выпрямительных схем. К недостаткам метода следует отнести высокую стоимость ускорителя, хотя если рассматривать суммарные капитальные затраты на сооружение линии производства интегральных схем, то доля на сооружение ускорительной установки будет относительно мала.

Примеры использования ионного внедрения в машиностроительные материалы.

Перспективным является также использование технологии ионной имплантации для улучшения механических свойств машиностроительных материалов. Подавляющее количество работ выполнено на сталях. Ряд работ посвящён имплантации в титан и его сплавы.

1. До имплантации материалы из сплавов титана отличаются низкой *износостойкостью*. Внедрение лёгких элементов (N<sub>2</sub>, С, инертные газы) в изделия из титана и его сплавов приводит к повышению износостойкости их поверхностей в ~ 100 раз. Причём обнаружено, что эффект повышения износостойкости распространяется на глубину во много раз большую глубины имплантации. Эффект достигается за счёт процесса *радиационно-стимулированной диффузии*. Она заключается в значительном (до порядков) увеличении коэффициентов диффузии составляющих материал компонентов при возникновении в нём радиационных дефектов. Это происходит, например, при энергии ионов  $E = 200$  кэВ и потоке ионов  $\sim 10^{18}$  ион/см<sup>2</sup>. Радиационно-стимулированная диффузия и локальное повышение температуры в зоне контакта приводят к распространению в глубь образца первоначально введённых ионов.

2. Ионная имплантация может привести к улучшению *антифрикционных свойств* материалов. Это происходит по следующим причинам:

- формирование плёнок мягких окислов на поверхности материалов; они уменьшают трение и предохраняют поверхности контактирующих тел от износа;
- иногда, наоборот, происходит формирование мелкодисперсных высокотвёрдых включений типа карбидов, боридов, нитридов при ионном внедрении. Эти включения обеспечивают высокую несущую способность пятен фактического контакта. Более вязкая матрица (основа) обеспечивает демпфирующие свойства.

3. Ионное внедрение применяется для повышения *коррозионной стойкости* материалов. Это достигается:

- благодаря созданию в поверхностном слое соединений с повышенными физико-химическими характеристиками. (Так, при легирование титана палладием коррозионная стойкость возрастает в ~ 1000 раз);
- при соответствующем подборе пары «облучаемый материал – легированный ион» и энергии иона можно получить в поверхностном слое аморфную структуру, которая также обладает повышенной коррозионной стойкостью.

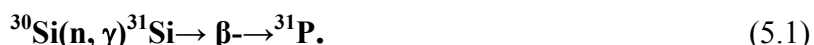
Помимо коррозионной стойкости получаемые аморфные слои обладают значительной термической стабильностью. Так, например, система Cu + W не теряет характеристик аморфной структуры даже при  $t^\circ = 600\text{ C}^\circ$  в течении 1,5 ч.

4. *Повышение сопротивления усталости.* Ионная имплантация, изменяя структуру поверхностного слоя, влияет также на процесс *зарождения поверхностных трещин* посредством создания благоприятных остаточных напряжений, радиационных дефектов и образования мелкозернистых включений новых фаз. Это препятствует возникновению и развитию трещин.

К недостаткам обсуждаемой технологии можно отнести относительно высокую стоимость процесса. Поэтому ионную имплантацию часто сочетают с другими технологиями обработки. Например, образцы стали 30ХГСНА имели в исходном состоянии предел выносливости ~ 500 МПа. После дробеструйной обработки и легирования ионами азота с энергией 100 кэВ предел выносливости повысился до 850 МПа.

### 5.3. Легирование кремния на канале ядерного реактора НИИ ЯФ ТПУ

Технология нейтронно-трансмутационного легирования (НТЛ) кремния широко используется для создания приборов с минимальным (2...3) % разбросом значений удельного электрического сопротивления: мощных тиристоров, приборов с зарядовой связью, СБИСов, фотоприёмников, детекторов излучений. На одном из каналов исследовательского ядерного реактора ИРТ-Т производится легирование слитков чистого кремния больших размеров 13,5×70 см. Пучок быстрых нейтронов замедляется в бериллиевой сборке и облучает контейнеры с кремнием. Происходит следующая реакция:

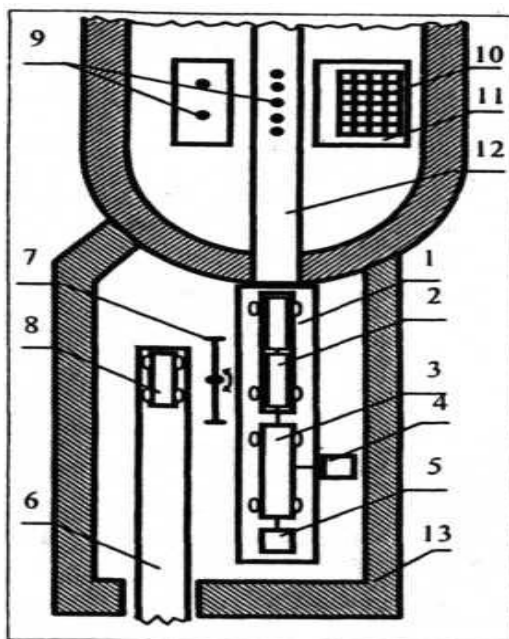


При этом меняются электрические свойства Si (удельное сопротивление –  $\rho$ ) в заданном направлении. Так, для электротехнической промышленности добиваются значений  $\rho = (10...250)\text{ Ом}\cdot\text{см}$ ; для производства фотоприёмников  $\rho = (10...40)\text{ кОм}\cdot\text{см}$ .

Распределение концентраций фосфора по слитку повторяет распределение флюенса тепловых нейтронов. При статическом режиме облучения (мишень неподвижна) нельзя получить высокую равномерность легирования из-за большого градиента плотности потока тепловых нейтронов. Неоднородность потока нейтронов по радиусу канала составляет 17 %. В связи с этим разработан алгоритм движения контейнеров в канале, позволяющий добиваться усреднённой неоднородности облучения <5 %. Для достижения радиальной равномерности легирования контейнер со слитками при облучении вращают вокруг его оси. Для достижения продольной равномерности контейнеру придают возвратно-поступательное движение вдоль канала реактора. Схема установки приведена на рис. 5.4.

Канал по отношению к активной зоне является касательным и проходит через бериллиевый отражатель, примыкающий к активной зоне. Одновременно облучаются два контейнера, скорость вращения  $V = 3\text{ об/мин}$ , скорость поступательного движения  $V = 270\text{ мм/мин}$ . Биологическая защита сделана из тяжёлого бетона. Мощность максималь-

ного тепловыделения в слитке  $P = 0,037 \text{ Вт/см}^3$ , расчётная температура нагрева через 30 секунд  $T = 450^\circ\text{C}$ . Для охлаждения через канал реактора прокачивают воздух с расходом  $200 \text{ м}^3/\text{ч}$ , при этом температура не превышает  $T = 110^\circ\text{C}$ .



*Рис. 5.4. Комплекс НТЛ кремния:*

*1 – скамейка; 2 – контейнеры на облучателе; 3 – труба-пробка; 4 – привод перемещения облучателя; 5 – привод вращения контейнеров; 6 – транспортный путь; 7 – перегрузочное устройство; 8 – транспортная тележка; 9 – внутриреакторные камеры КтВ-4; 10 – активная зона реактора; 11 – бериллиевый отражатель; 12 – канал реактора ГЭК-4; 13 – биологическая защита*

Комплекс НТП включает в себя химический участок подготовки слитков к облучению; печь отжига радиационных дефектов; установки для измерения удельного электрического сопротивления, времени жизни неосновных носителей заряда, типа проводимости; станок для резки слитков. Технология НТЛ кремния существует в НИИ ЯФ ТПУ с 1984 г. и не имеет аналогов в России. Производительность комплекса составляет около 4500 кг легированного Si в год.

#### **5.4. Электронная сварка**

Процесс превращения энергии ускоренных частиц при торможении их в веществе в тепловую отличается высокой эффективностью. Так как электронные ускорители значительно более экономичны, чем ионные, во всех случаях для получения теплового эффекта используются исключительно электроны. При энергиях до 100 кэВ более 95 % их энергии превращается в тепло. Нагревание электронным пучком применяется для получения чистых металлов переплавкой их в вакууме, для обработки металлов, пайки и сварки. Наибольшее распространение из этих процессов получила сварка.

При электронной сварке ускоренные электроны направляются на свариваемые изделия и разогревают граничные слои. В результате происходит расплавление металла, а затем его остывание с образованием сварного шва. Сварка производится в вакууме или атмосфере инертного газа, что способствует образованию высококачественного шва, недостижимого при применении других методов сварки.

Характерные особенности электронной сварки – получение малой площади нагрева и высокая плотность потока энергии в ней. Так, площадь пятна нагрева может достигать значений порядка  $10^{-7} \text{ см}^2$ , при наивысшей плотности потока энергии

до  $10^8 \dots 10^9$  Вт/см<sup>2</sup>, что сравнимо только с параметрами, получаемыми с помощью лазерного луча. Другие методы сварки не позволяют получить таких значений указанных величин. Так, ацетилено-кислородная сварка позволяет получить наименьшую площадь нагрева в  $10^{-2}$  см<sup>2</sup> и наивысшую плотность потока энергии в пятне около  $5 \cdot 10^4$  Вт/см<sup>2</sup>, а электрическая дуга –  $10^{-3}$  см<sup>2</sup> и  $10^5$  Вт/см<sup>2</sup> соответственно.

Электронным лучом можно производить сварку разнородных металлов, меди, высокопрочных алюминиевых сплавов, тугоплавких металлов и сталей, можно реализовать самые различные типы сварки соединений в разнообразных условиях. При этом достигаются определенные технологические преимущества, благодаря которым электронная сварка получает все большее применение. Так, осуществление сварки в вакууме позволяет производить сварку тугоплавких и химически активных металлов (вольфрам, молибден, тантал, ниобий, титан и цирконий), исключая насыщение металла атмосферными газами, что обычно приводит к хрупкости швов и снижению коррозионной стойкости. Высокая концентрация энергии в электронном пучке делает возможным достижение полезных специфических результатов. При соединении деталей в микроэлектронике и приборостроении благодаря испарению металлов можно осуществить размерную обработку, причем широко используются системы программного перемещения луча с использованием масок или перемещения по заданному контуру. Обеспечиваются минимальные деформации при сварке готовых изделий из высокопрочных сталей и сплавов на основе титана и алюминия, что исключает последующую механическую и термическую обработку.

Промышленностью выпускаются для сварки электронные пушки, условно разделяемые на низковольтные (ускоряющее напряжение – (20...30) кВ, ток электронов от 50 мА до 1 А, диаметр пятна от 0,5 до 2 мм, плотность потока энергии в пятне изделия от 1 до 10 Вт/мм<sup>2</sup>), промежуточного напряжения ((40...60) кВ, (50...500) мА, 0,25...0,7 мм, (5...30) Вт/мм<sup>2</sup>) и высоковольтные ((80...150) кВ, (0,3...20) мА, (0,01...0,1) мм, (30...2000) Вт/мм<sup>2</sup>). Из приведенных данных видно, что с увеличением ускоряющего напряжения существенно уменьшается диаметр пятна на изделии и возрастает мощность на единицу поверхности.

Электронные пушки установок для электронной сварки конструктивно выполняются в трех различных вариантах. В простейшем варианте анодом служит само изделие. Такая система не позволяет получать пучки с высокой плотностью энергии и применяется для соединения металлов толщиной более чем (1...2) мм. Применение электростатической фокусировки, для чего используется прикатодный электрод и анод с отверстием на оси для прохождения пучка, находящийся под потенциалом изделия, позволяет улучшить фокусировку. Наилучшие результаты получаются в пушках, где кроме электростатической фокусировки используется фокусировка дополнительными магнитными линзами. В зависимости от фокусировки можно получить различную конфигурацию электронного потока, падающего на свариваемое изделие (расходящийся, параллельный или сходящийся потоки).

Катоды пушек для сварки изготавливаются из вольфрама, торированного вольфрама, тантала и гексаборида лантана.

В ускорителях электронов, применяемых для сварки, катоды пушек изготавливаются из вольфрама, торированного вольфрама, тантала и гексаборида лантана. Наибольшее применение нашли катоды из гексаборида лантана, обеспечивающие хорошую удельную эмиссию около 10 А/см<sup>2</sup> при рабочей температуре 1600°С и обладающие хорошей стойкостью к воздействию остаточных газов и к ионной бомбардировке. Однако на их работу оказывают влияние пары свариваемых материалов, что приводит к уменьшению эмиссии и к необходимости увеличения рабочей температуры. Более стабильные характеристики имеют танталовые катоды с подогревом электронной бомбардировкой, обладающие сроком службы в несколько сот часов.

Для управления пучком, кроме фокусирующей, применяют также отклоняющие системы. Так как разброс энергии электронов и нестабильности питания магнитных линз приводят к появлению хроматической аберрации, на питание линз и ускоряющее напряжение накладываются определенные ограничения. Обычно стабильность тока питания магнитных линз должна составлять  $(0,01 \dots 0,1) \%$ , а стабильность ускоряющего напряжения – порядка  $1 \%$ .

Питание электронной пушки осуществляется от высоковольтного трансформатора с выпрямителем и сглаживающими фильтрами. Для прецизионной сварки и размерной обработки применяются устройства для стабилизации напряжения с электронными лампами или (при большой мощности установки) магнитными усилителями. Другая система служит для обеспечения стабильности тока пучка, колебания которого возникают из-за изменения температуры катода или его эмиссионных свойств. Наконец, особое требование – постепенное автоматическое снижение мощности пучка при окончании сварки, так как при мгновенном включении в конце шва образуется кратер, незаполненный металлом.

Приведем в качестве примера основные характеристики низковольтной пушки У-530М для сварки с металлическим катодом, подогреваемым электронной бомбардировкой. Пушка обеспечивает пучок электронов с энергией  $30 \text{ кэВ}$  и током до  $1 \text{ А}$  при угле сходимости пучка на изделии около  $10^{-6}$  рад и эффективным радиусом  $(0,1 \dots 0,3) \text{ мм}$  на расстоянии  $1 \text{ м}$  при токопрохождении  $98 \%$  от инжектора до изделия. Пучок может отклоняться от основного направления в пределах  $\pm 10^\circ$ . Время непрерывной работы не ограничено. Габариты пушки: диаметр  $134 \text{ мм}$  и высота  $312 \text{ мм}$  при массе  $9,5 \text{ кг}$ .

В сварке широко применяется также модуляция тока ускоренного пучка при размерной обработке металлов и при импульсной сварке. Преимущество импульсной сварки – устранение перегревов и образования макропористостей в швах. Обычно применяется частота следования импульсов от  $10$  до  $200 \text{ Гц}$  при их длительности  $1 \dots 50 \text{ мс}$ . Легче всего модуляцию производить подачей на управляющий электрод импульсов отрицательного относительно катода напряжения. Аппаратура для производства электронной сварки выпускается серийно и эксплуатируется в промышленности.

Для сварки изделий мелких и средних габаритов используется универсальная аппаратура с мощностью пучка около  $10 \text{ кВт}$ . Вакуумные камеры таких установок изготавливаются или цилиндрической, или кубической формы объемом около  $(0,1 \dots 0,2) \text{ м}^3$ . Электронная пушка располагается на вакуумной камере, изделия могут фиксироваться внутри нее, а также с помощью специальных механизмов перемещаться в двух направлениях. Пушка в некоторых конструкциях может смещаться относительно изделия и устанавливаться на разных расстояниях от него. Вакуумная камера откачивается с помощью форвакуумных и высоковакуумных насосов. Наибольшее неудобство таких систем заключается в большом времени, затрачиваемом на загрузку камеры изделиями, и последующую откачку. В целях устранения этого неудобства разработаны установки с непрерывной загрузкой изделиями, которые проходят вначале через систему шлюзов, обеспечивающих предварительную откачку.

Для крупногабаритных изделий применяют аппараты с большими размерами вакуумной камеры (например, диаметром  $2$  и длиной  $4 \text{ м}$ ), снабженные несколькими стационарными инжекторами. Если специальные требования к чистоте атмосферы не предъявляются, то сварка производится в атмосфере воздуха или инертных газов, главным образом, гелия или аргона.

В промышленности развитых стран используются тысячи установок для сварки электронным лучом. Наиболее распространены сварка тугоплавких металлов, таких как, тантал, вольфрам и другие, для изготовления деталей реактивных двигателей самолетов, сопел космических ракет, сварки топливных элементов реакторов и т. п.

## Список литературы

1. Назаренко О.К., Истомин Е.И., Локшин В.Е. Электронно-лучевая сварка. – М.: Машиностроение, 1966.
2. Соловьев Н.С. Атомная техника за рубежом. – 1974. – № 5. – С. 42.
3. Намба С. Технология ионного легирования. – М.: Советское радио, 1974.
4. Флёров Г.Н., Барашенков В.С. Успехи физических наук. – Т. 114. – В. 2. – 1974.
5. Васильев А.А., Грузин П.Л. Изотопы в СССР. – 1975. – № 44. – С. 30.
6. Абрамян Е.А. Промышленные ускорители электронов. – М.: Энергоатомиздат, 1986.
7. Рябухин Ю.С., Шальнов А.В. Ускоренные пучки и их применение. – М.: Атомиздат, 1980.
8. Варлачев В.А., Зенков А.Г., Солодовников Е.С. Изв. Вузов. ФИЗИКА. – № 4. – 1998. – С. 210.
9. Рябчиков А.И., Дектярёв С.В., Степанов И.Б. Изв. Вузов. ФИЗИКА. – № 4. – 1998. – С.193.
10. <http://www.Kgtu.runnet>.



## ГЛАВА 6. НЕРАЗРУШАЮЩИЙ КОНТРОЛЬ

### 6.1. Системы радиационного неразрушающего контроля

Под *неразрушающим контролем* (НК) понимают набор физико-технических средств и методов, позволяющих получать информацию о состоянии внутренней структуры материала или изделия без нарушения их целостности и работоспособности. НК используется очень широко в различных отраслях промышленности, науки, техники и т. д.

Типичные задачи НК – это контроль качества на производстве, дефектоскопия, толщинометрия, структуроскопия, техническая диагностика, контроль контейнеров, таможенный досмотр и многое другое. К средствам НК, помимо радиационных установок, относятся также и виброакустические, ультразвуковые, электромагнитные и прочие системы. Однако наиболее массовое применение нашли именно радиационные методы, использующие источники ионизирующего излучения. При этом в последнее время особое значение приобретают *средства высокоэнергетического контроля*, использующие ускорители заряженных частиц.

В зависимости от способа регистрации и преобразования информации, которую несёт поток излучения на выходе из контролируемого изделия, системы радиационного НК можно классифицировать как *радиографические, радиоскопические (интроскопические) и радиометрические*.

*Радиографические* системы НК основаны на преобразовании информации потока ионизирующего излучения о контролируемом объекте в радиографический снимок на рентгеновской плёнке или фотобумаге (промышленная радиография) или в скрытое изображение на электрографической пластине с последующим проявлением (промышленная электрорадиография).

В *радиоскопических* системах реализуется *принцип радиационной интроскопии*, основанный на преобразовании радиационных изображений контролируемых объектов в световые изображения на выходном экране радиационно-оптического преобразователя, которым может являться электронно-оптический преобразователь (ЭОП), рентгеновидикон и др. Характерной чертой этих систем является их компьютерная совместимость и то, что контроль может проводиться в реальном масштабе времени.

*Радиометрические* системы НК реализуют принцип получения информации об объекте в виде электрических сигналов различной амплитуды, длительности или количества. Подобный подход делает возможным автоматизацию процесса контроля и осуществления автоматической связи контроля и технологического процесса изготовления изделия. Особенность таких систем заключается в возможности проведения непрерывного высокопроизводительного контроля качества изделий.

Во всех видах радиационного НК могут быть использованы различные виды ионизирующего излучения, каждый из которых имеет свою оптимальную область применения.

Наиболее широко используются в системах НК *рентгеновское и гамма-излучение*. Преимущество этих радиационных систем, основанных на использовании ускорителей электронов, по сравнению с радионуклидными источниками или рентгеновскими трубками, связано с более высокой энергией частиц, с большей (на порядки) интенсивностью и узконаправленностью пучка. Это обеспечивает новые возможности радиационной диагностики, включая вопросы контроля толстостенных изделий.

Для НК применяют и другие виды излучения, так, например, *нейтронная радиография* очень чувствительна к материалам с низким атомным номером  $Z$  в матрице (ос-

нове) с большим  $Z$ . Исследования применимости нейтронов для толщинометрии – дефектоскопии лёгкого материала, находящегося за слоем металла, показали, что чувствительность составляет (1...3) %.

Дефектоскопия с помощью *заряженных частиц* является новым развивающимся методом контроля полезным при контроле промышленных высокотехнологичных изделий (аэрокосмическая техника, полупроводники и микроэлектроника, биологические исследования, нанотехнологии). Эти методы обладают самой высокой контрастной чувствительностью, достигающей долей процента, и позволяют выявить дефекты, которые не поддаются обнаружению другими широко распространёнными методами дефектоскопии.

*Электронная дефектоскопия*, ввиду малой зависимости поглощения электронов в веществе от атомного номера по сравнению с рентгеновским излучением, с успехом применяется для контроля слоистых материалов с большой разницей в атомных номерах компонент (пластмасса на стали, биометаллические соединения и т. д.), а также в тех случаях, когда требуется излучение высокой радиационной чувствительности (до 0,2 %) при контроле однородных материалов малой толщины.

Метод *протонной радиографии* возник сравнительно недавно. Он основанный на том, что протоны при прохождении через вещество слабо рассеиваются, а их пробеги имеют очень малые флюктуации. Практическое применение метод протонной дефектоскопии нашёл для обнаружения микропор в отливках лопаток турбин авиадвигателей. Протонная радиография оказалась единственным методом НК, обеспечившим пространственное разрешение требуемое для обнаружения микропор с размерами от 100 до 30 мкм. Развитие применения методов протонной радиографии сдерживается необходимостью использования для её целей пучков протонов высоких энергий (100...1000) МэВ.

## 6.2. Радиационная интроскопия

Рентгенография имеет много достоинств, однако её применение в некоторых случаях ограничивается тем, что она требует значительного времени на обработку и расшифровку рентгенограмм. Часто высокие темпы современного производства требуют экспрессного контроля, и в этом случае вместо рентгенографии используют метод радиационной интроскопии (радиоскопии), основанный на преобразовании радиационного изображения контролируемого объекта в световое изображение на выходном экране радиационного электронно-оптического преобразователя (интроскопа). При этом получаемое изображение может анализироваться в процессе контроля.

Главное достоинство радиоскопии заключается в том, что световое изображение на выходном экране становится достаточно качественным, как только плотность потока энергии квантов радиационного изображения достигнет определенного значения. Качество светотеневого изображения просвечиваемого объекта зависит от характеристик излучения и параметров интроскопа. В процессе контроля значения некоторых характеристик и параметров (плотность потока энергии излучения, его спектральный состав, коэффициент усиления яркости радиационно-оптического преобразователя, его коэффициент передачи контраста и пр.) можно изменять. Наилучшее качество светового изображения можно получить, не зная оптимальных значений параметров интроскопа и не прибегая к расчетам.

Простота оптимизации качества световых изображений дает оператору интроскопа возможность увеличения геометрических размеров светового изображения объекта (при перемещении объекта от входного экрана преобразователя в направлении высокоэнергетического источника) или осуществления поворота и смещения объекта, чтобы подобрать оптимальный угол падения излучения на объект. Если облучаемый образец неоднороден по плотности или имеет значительные вариации радиационной толщины, и трудно анализировать отдельные детали световой картины, можно использовать по-

движные фильтры, позволяющие локально уменьшить плотность потока энергии излучения, взаимодействующего с преобразователем. Можно также вначале облучать объект квантами большей длины волны, что позволит изучить области объекта слабого поглощения, а затем увеличить энергию, чтобы последовательно наблюдать область более высокого поглощения. Этот метод позволяет выявить и определить характер дефектов как неподвижных, так и находящихся в движении объектов.

В настоящее время в состав радиационных электронно-оптических преобразователей (РЭОП), кроме оптических, электронных и телевизионных устройств, широко внедряются цифровые устройства (рис. 6.1). Их комбинация позволяет наиболее полно и оптимально использовать резервы улучшения основных характеристик РЭОП по сравнению с оптическими, электронными и цифровыми системами, применяемыми по отдельности. Оптика может проводить низкочастотную фильтрацию для подавления шума и исключения мелких текстур в световом изображении. Телевизионная электроника позволяет осуществлять нелинейные преобразования электрических сигналов и их обращение, высокочастотную фильтрацию и т. п. Цифровое устройство может проводить коррекцию аналоговых систем: выполнять множество простых операций и использоваться как память. С помощью цифровых устройств яркость светового изображения при различной экспозиции может изменяться в широких пределах. Специальным выбором характера указанной зависимости определенные участки контролируемого объекта со сложным профилем радиационной толщины в световой картине могут быть выделены и их структура представлена с высокой степенью контрастности.

Одним из важных для практического применения свойством комбинированных систем радиационной интроскопии является почти неограниченная возможность интегрирования изображений, что позволяет использовать в системах радиационной интроскопии радиоактивные источники, в том числе и нейтронные. Во многих случаях радиоскопии предпочтительна и с точки зрения техники безопасности, так как выходной экран преобразователя может быть расположен на значительном расстоянии от источника.

Класс радиационных электронно-оптических преобразователей изображения, т. е. устройств, предназначенных для преобразования радиационного изображения в световое, характеризуется огромным разнообразием типов приборов, их составом и технологией изготовления. Так, уже существующие и разрабатываемые РЭОП основываются на явлениях рентгенолюминесценции, электрических и тепловых эффектах в жидких кристаллах, электрооптических эффектах в монокристаллах и керамических материалах, процессе вторичной эмиссии, генерировании света в твердых телах в результате электронной бомбардировки, инъекции носителей под влиянием электрических полей и т. п. На рис. 6.1 приведена схема рентгеновского РЭОП.

Интроскопы, в которых за счет дополнительных источников энергии в процессе облучения происходит радиационно-оптическое преобразование с коэффициентом усиления яркости более единицы, называются усилителями радиационного изображения. Под коэффициентом усиления понимают отношение значения яркости выходного экрана преобразователя к значению яркости эталонного флюоресцентного экрана при одинаковых заданных условиях радиационного облучения входной плоскости преобразователя.

Наиболее ответственным элементом РЭОП является *входной экран*, на котором происходит первичное преобразование радиационного изображения в изображении другого вида (яркость, проводимость, электронный поток и т. п.).

В высокоэнергетической диагностике в качестве входных экранов в основном используются преобразователи типа  $\gamma \rightarrow h\nu$ , где  $\gamma$  – кванты рабочего пучка излучения;  $h\nu$  – фотоны видимого спектра, генерируемые экраном под действием рабочего пучка. Свойства входного экрана в значительной степени обуславливают качество радиационного интроскопа. Входной экран должен обладать следующими свойствами: высоким погло-

шением рабочего пучка ионизирующего излучения, высокой эффективностью преобразования, высоким пространственным разрешением, согласованностью спектральной характеристики экрана со спектральной характеристикой работающего с ним фотокатода.

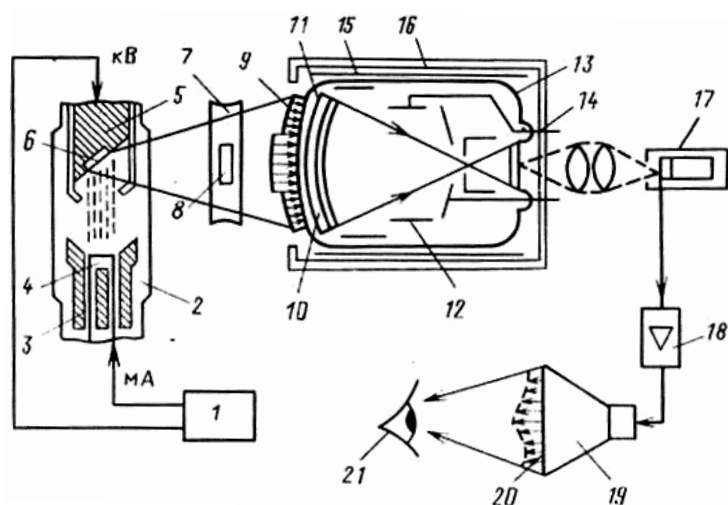


Рис. 6.1. Структурная схема рентгеновского интроскопа:

- 1 – высоковольтный генератор; 2 – рентгеновская трубка; 3 – катодный узел; 4 – нить накала;  
 5 – анодный узел; 6 – вольфрамовая мишень; 7 – контролируемый объект; 8 – дефект;  
 9 – радиационное изображение дефекта; 10 – входной экран; 11 – фотокатод; 12 – электрод;  
 13 – колба; 14 – выходной экран; 15 – магнитный экран; 16 – защитный экран;  
 17 – преобразователь свет-сигнал; 18 – телевизионный канал с цифровой системой интегрирования  
 и обработки сигнала; 19 – кинескоп; 20 – световое изображение дефекта; 21 – зрительный анализатор

Выбор материала экрана является принципиальным вопросом. Известны многие материалы, флуоресцирующие под действием ионизирующего излучения, но наилучший компромисс между поглощением и пространственным разрешением может быть получен только с применением материалов с большим атомным номером и высокой плотностью (табл. 6.1). Если одни из них, такие как вольфрамат кальция, смесь сульфида цинка и кадмия, иодид цезия, иодид натрия, применяются в качестве сцинтилляторов давно, то другие (оксиды редкоземельных элементов, германит висмута) используются для этого лишь несколько лет.

Таблица 6.1

Физические характеристики сцинтилляционных материалов

Люминофор	Плотность, $10^3 \text{ кг/м}^3$	Длина волны в максимуме спектральной характеристики, нм	Энергетическая эффективность преобразования, %
ZnSCdS-Ag	4,46	540	15...18
CaWO <sub>4</sub>	6,06	430	5
Y <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S-Tb	4,89	390	12
CsI-Na	4,5	420	8
La <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S-Tb	5,77	550	9
NaI-Tl	3,67	410	10
Gd <sub>2</sub> O <sub>2</sub> S-Tb	7,3	550	15
Ge <sub>3</sub> O <sub>4</sub> Bi <sub>4</sub>	8,13	480	0,8

Преобразование первичного ионизирующего излучения в световое происходит в два этапа. На первом этапе в результате поглощения ионизирующего излучения,

например, рентгеновского, образуются электроны высоких энергий. На втором этапе кинетическая энергия электронов преобразуется в световое излучение.

Использование в экранах материалов с большим атомным номером и высокой плотностью является необходимым, но не достаточным условием для высококачественного экрана. Это чаще всего связано с тем, что рентгеновские кванты преобразуются люминесцентным экраном в видимый свет, после чего изображение формируется с помощью фотокатодов и оптических компонентов. При увеличении энергии кванта радиационного изображения растет их проникающая способность, и для сохранения такой же эффективности детектирования приходится увеличивать толщину люминофора. Однако поскольку свет, образующийся в результате взаимодействия кванта в экране, испускается в телесном угле  $4\pi$ , увеличение толщины экрана приводит к ухудшению пространственного разрешения. Этот эффект показан на рис. 6.2, а), где пространственное разрешение приблизительно равно толщине экрана  $h$ .

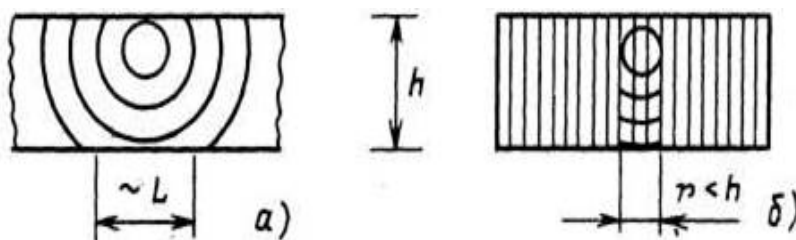


Рис. 6.2. Схемы преобразования квантов радиационного изображения:  
а – поликристаллическим экраном; б – экраном в виде плотноупакованных световодов

Поэтому в настоящее время высококачественные входные экраны изготавливаются в виде плотноупакованных световодов, ориентированных перпендикулярно входной плоскости. Из-за влияния стенок световодов на траектории фотонов эффективный телесный угол испускания оказывается много меньше  $4\pi$  (рис. 6.2, б). Поэтому можно увеличить толщину экрана для достижения высокой эффективности детектирования квантов и в то же время сохранить хорошее пространственное разрешение ( $r < h$ ).

Так, входной экран радиационного интроскопа фирмы «Вариан» (США) представляет собой матрицу из миллионов сцинтилляционных волокон длиной до 50 мм. Использование такого экрана позволяет достичь высокой квантовой эффективности при работе с линейными ускорителями и иметь высокое разрешение. Входной экран современных РЭОП, выполненный по определенной технологии, может состоять из маленьких иглоочек диаметром 10...20 мкм, которые образуют световоды, что сводит к минимуму боковое рассеяние света и обеспечивает создание достаточно тонкого слоя с высоким поглощением. В настоящее время в высокоэнергетической диагностике в основном используют два типа РЭОП: с входным экраном, имеющим непосредственный контакт с фотокатодом, и экраном со слабой оптической связью с фотокатодом.

Если в первом случае в интроскопе каждые 1000 световых квантов, порождаемые в экране высокоэнергетическими квантами, стимулируют выход из фотокатода примерно 50 электронов, то во втором случае – примерно 3 электронов. Поскольку толщина люминофоров у внешних входных экранов практически не лимитирована, их квантовая эффективность на порядок и более превышает квантовую эффективность экранов РЭОП. Однако слабая электронно-оптическая связь между экраном и фотокатодом приводит к значительным потерям информации и увеличению шума в преобразователе. Следует отметить, что вблизи фотокатода электроны движутся медленно и чувствительны к воздействию посторонних магнитных полей, влияние которых снижается за счёт использования специального экрана. Современная электронная оптика РЭОП обеспечивает коэффициент его компактности (отношение его длины к диаметру) 1,2...1,3.

Преобразование кинетической энергии электронов в световые фотоны происходит внутри катодолуминесцентного *выходного экрана*. Для изготовления выходных экранов обычно используются люминофоры ZnCdS с максимумом излучения на длине волны 530 нм. Энергетическая эффективность преобразования, равная примерно 10 %, соответствует выходу 1200 фотонов на один электрон с энергией 30 кэВ. Мелкозернистая структура выходного экрана (диаметр зерна 1 мкм) и его конструкция обеспечивают собственный предел разрешения 50 пар линий/мм.

Хотя входной экран РЭОП является основным элементом информационного тракта интроскопа, окончательное изображение, наблюдаемое на экране приемной телевизионной трубки, в значительной степени зависит от характеристик согласующей оптической системы, передающей телевизионной трубки и канала связи телевизионного тракта. В качестве первичных преобразователей телевизионных систем в радиационных интроскопах используют передающие телевизионные трубки: суперортикконы, изоконы, видиконы, плюмбикконы, суперкремнеконы и др. В качестве вторичных преобразователей – приемные трубки (кинескопы). Каналом связи служат кабельные линии с электронными, радиотехническими и цифровыми устройствами. Основным принципом передачи изображений в радиационно-телевизионных установках является поэлементная передача информации об интенсивности ионизирующего излучения, осуществляемая разверткой пространственно-временного теневого поля контролируемого объекта на передающей стороне и сверткой изображения на приемной стороне. Построчная развертка изображения позволяет получить электрический сигнал, который можно подвергнуть различным преобразованиям:

- изменить его динамический диапазон (корреляция коэффициента контраста);
- изменить коэффициент усиления вдоль строки (по строкам) для устранения пятен куполообразной формы;
- *добавить электронную маску, позволяющую устранить визуализацию неиспользуемого фона мишени телевизионной трубки;*
- изменить полосу пропускания (фильтрация, коррекция контуров при усилении средних пространственных частот);
- преобразовать в цифровую форму и использовать методы цифровой обработки изображений.

Кроме того, использование телевизионных трубок с памятью или цифровых блоков памяти позволяет интегрировать изображение в течение нескольких кадров и восстановить его с высоким отношением сигнал/шум и очень малой потерей разрешения.

Как было сказано, в радиоскопии задача автоматического распознавания образов еще не решена, поэтому при использовании РЭОП решение о качестве объектов контроля принимается оператором на основе информации, поступающей через зрительный аппарат, и своего предшествующего опыта. В связи с этим для систем радиационной интроскопии главное значение приобретают вопросы качества светотеневых картин с точки зрения возможности их адекватного визуального восприятия.

К основным характеристикам радиационного контроля относятся:

- *абсолютная чувствительность* – это минимальное изменение значения контролируемого параметра объекта, которое может быть обнаружено с заданной вероятностью методами радиационного контроля;
- *относительная чувствительность* – это отношение абсолютной чувствительности к радиационной толщине объекта; производительность (скорость) контроля.

Ниже даны определения наиболее существенных специфических параметров РЭОП.

*Рабочее поле РЭОП* – это участок входной плоскости радиационного преобразователя, который может быть использован для получения выходного изображения при заданных условиях контроля объекта.

*Масштаб преобразования радиационного изображения РЭОП* – это отношение линейного размера элемента преобразованного выходного изображения к аналогичному линейному размеру соответствующего элемента исходного радиационного изображения, в основном определяется размерами входных и выходных экранов радиационных преобразователей.

*Коэффициент радиационно-оптического преобразования РЭОП* – световое изображение, сформированное видимым излучением, непосредственно воспринимаемое глазом человека, отличается по спектральному составу от радиационного изображения, сформированного ионизирующим излучением, поэтому в качестве метрологических характеристик используют как коэффициент усиления яркости, так и коэффициент радиационно-оптического преобразования, под которым понимают отношение значения максимальной яркости выходного изображения к мощности экспозиционной дозы ионизирующего излучения исходного изображения при условии равномерного облучения входной плоскости преобразователя.

*Динамический диапазон РЭОП* – это наибольшее отношение плотностей потока энергии ионизирующего излучения на двух полях исходного изображения, при котором на выходном изображении каждого из этих полей одновременно визуально обнаруживаются объекты заданного размера, причем контраст исходного изображения указанных объектов имеет одинаковое заданное значение для каждого из этих полей.

*Яркость темного фона РЭОП* – это среднее значение яркости выходного изображения при отсутствии облучения входной плоскости преобразователя в заданном режиме преобразования.

*Геометрические искажения радиационного изображения РЭОП* – это характеристики, определяющие отклонение формы преобразованного выходного изображения от формы соответствующего элемента исходного радиационного изображения.

*Степень чистоты поля зрения РЭОП* – это характеристика, нормирующая допустимое число артефактов и их размеры в выходном изображении при условии равномерного облучения входной плоскости преобразователя. Артефактом называют ложные элементы выходного изображения, отсутствующие в исходном изображении и возникающие в процессе преобразования изображения.

*Зонные характеристики качества преобразования* – это характеристика пространственной неоднородности рабочего поля РЭОП. Коэффициент радиационно-оптического преобразования, предел разрешения и другие параметры РЭОП почти всегда различны для разных участков его рабочего поля. Так, изменение яркости выходного экрана радиационного ЭОП от центра к краю вызвано, главным образом, подушкообразной дисторсией. Существующие радиационные ЭОП имеют на 90 % диаметра изменение яркости примерно 10 % при размере входного экрана ~ 16 см, 20 % при ~ 22 см и 30 % при размере ~ 32 см.

*Коэффициент передачи контраста РЭОП* – это отношение контраста элемента выходного преобразованного изображения к значению контраста соответствующего элемента исходного изображения.

*Временное разрешение РЭОП* – это характеристика реакции РЭОП на изменение радиационного изображения во времени. Она зависит от скорости протекания физических процессов в его элементах, в частности от соответствующих реакций его входного и выходного экранов. Реакция преобразователя на изменение радиационного изображения может характеризоваться временами нарастания и спада яркости выходного экрана.

Рассмотрим подробнее характеристики нескольких серийных РЭОП.

Радиационные интроскопы с монокристаллическим сцинтилляционным экраном.

С помощью этих интроскопов можно проводить радиоскопический контроль стальных изделий толщиной до 300 мм. Структурная схема РЭОП данного типа приведена на рис. 6.3.

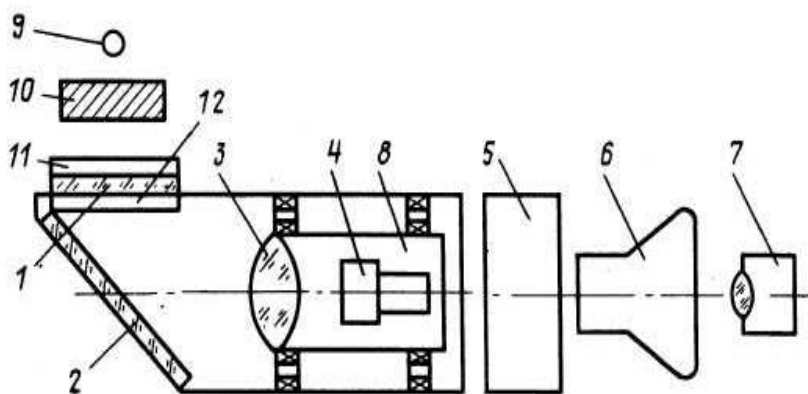


Рис. 6.3. Структурная схема радиационного интроскопа с монокристаллическим сцинтилляционным экраном:

- 1 – сцинтилляционный монокристалл; 2 – зеркало; 3 – объектив; 4 – преобразователь свет-сигнал;  
 5 – телевизионный канал; 6 – преобразователь сигнал-свет; 7 – фотоаппарат;  
 8 – устройство поворота преобразователя; 9 – источник проникающего излучения;  
 10 – контролируемый объект; 11 – зеркало преобразователя; 12 – защитный экран

Проникающее излучение, проходя контролируемый объект, создает за ним теневое радиационное изображение просвечиваемого объекта. Радиационное изображение с помощью радиационно-оптического преобразователя, выполненного в виде диска диаметром примерно 200 мм и толщиной (3...25) мм монокристалла CsI(Tl), преобразуется в световое, которое зеркалом и объективом проецируется на фотокатод преобразователя свет – электрический сигнал (телевизионные трубки типа суперортикон, изокон и т. п.). Затем на приемной стороне в преобразователе сигнал-свет электрические сигналы, обработанные телевизионной электроникой, преобразуются в световое изображение, яркость которого выше яркости исходного светового изображения. Для повышения яркости исходного светового изображения в непосредственной близости монокристалла иногда размещают зеркало со стороны входа проникающего излучения и экран из прозрачного для света материала с большим средним атомным номером, например из свинцовистого стекла, со стороны выхода излучения. Последний экран выполняет также защитные функции оптических элементов интроскопа от проникающего излучения. Кроме того, интроскопы могут включать схемы изменения полярности изображения и поворота преобразователя свет-сигнал относительно его оптимальной оси, что позволяет располагать изображение протяженных дефектов под углом к направлению развертки изображения.

РЭОП с электронно-оптическими преобразователями.

На рис. 6.1 приведена конструкция преобразователя с внутренним входным экраном. Этот экран может быть выполнен в виде примыкающих друг к другу небольших нитей из йодида цезия диаметром (10...20) мкм, которые образуют световоды, что сводит к минимуму боковое рассеяние света и обеспечивает достаточно высокое пространственное разрешение. Экран РЭОП, предназначенных для медицинских целей (регистрация излучения энергии 1,17 и 1,3 МэВ от  $^{60}\text{Co}$ ), обладает квантовой эффективностью порядка 1 % и пространственным разрешением около 4 пар линий/мм. Увеличение толщины экрана в некоторых РЭОП дает возможность увеличить квантовую эффективность до (2...3) % без существенного ухудшения разрешения. Квантовый выход нанесенного на входной экран фотокатода приближенно равен 15 %. Усиление яркости изображения происходит вследствие увеличения энергии фотоэлектронов до 30 кэВ и уменьшения электронной оптикой электронного изображения от фотокатода до выходного экрана на коэффициент 10. Увеличение энергии и формирование элек-



тронных траекторий обеспечиваются электронно-оптической системой с электростатической фокусировкой и оборачиванием изображения нескольких телевизионных кадров в так называемом реальном времени, т. е. интегрированием 25 кадров в 1 с. После интегрирования и обработки изображение можно наблюдать на телевизионном экране.

Основные технические характеристики РЭОП системы «Гаммаскоп-220» фирмы Isotopen-technik, Германия, следующие:

Диапазон энергий рабочего пучка излучения, МэВ.....	0,030...15
Диаметр входного экрана РЭОП, мм.....	220
Размерность матрицы изображения, элементов, бит.....	512×512×8
Полный цикл обработки изображения, мин.....	45 (суммирование 6400 кадров).

Радиационные интроскопы с линейчатыми растрами.

Эти интроскопы (см. рис. 6.4) используют веерный пучок ионизирующего излучения от источника, который проходит подвижный контролируемый объект и детектируется одномерной матрицей детекторов, поскольку объект движется сквозь плоский пучок с небольшой скоростью, например, за 1 с каждый датчик срабатывает 512 раз или больше.

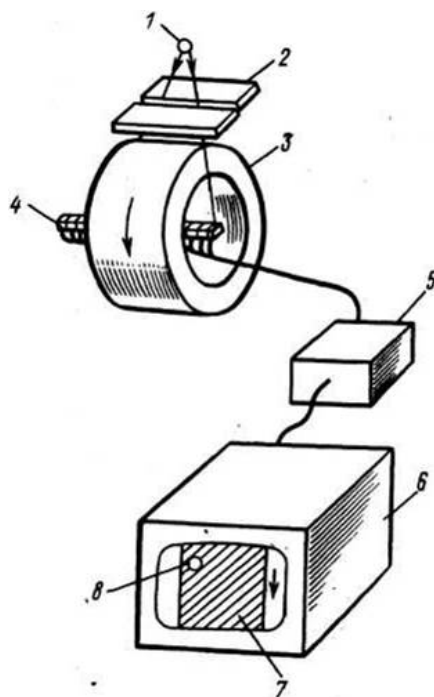


Рис. 6.4. Структурная схема интроскопа с одномерной матрицей детекторов:  
 1 – источник; 2 – диафрагма; 3 – подвижный контролируемый объект; 4 – линейка детектора;  
 5 – цифровая система обработки сигнала; 6 – видеоконтрольное устройство;  
 7 – подвижное световое изображение объекта; 8 – изображение дефекта

Данный способ напоминает обычную радиоскопию, но у него есть следующие преимущества:

- датчики имеют очень большой динамический диапазон (более 1:1000) и большое отношение сигнал/шум (более 60 дБ), поэтому в большинстве случаев не требуется использование дополнительных компенсаторов для динамического подавления сигналов;
- линейность детекторов может быть значительно улучшена по сравнению с телекамерой;
- скорость передачи данных достаточно низка, и они легко могут быть преобразованы в цифровую форму и введены в память ЭВМ.

Ниже приведено описание двух таких систем «Модель-4000» и «Модель-6000» фирмы «Американ Сайенс Инженеринг», США.

«Модель-4000» (рис. 6.5) предназначена для просвечивания автомобилей и легких транспортных средств на контрольно-пропускных пунктах с целью обнаружения огнестрельного оружия, контрабандных предметов и т. п. Она состоит из двух боксов обслуживания, установленных на транспортных средствах для облегчения транспортировки к пунктам контроля. Источник и линейка детекторов размещены на прицепе с транспортером, который передвигает автомобиль по прямой линии между ними. Транспортер механически изолирован от блока источник-детектор во избежание эффектов вибрации и уложен внутри прицепа.

Источником излучения может служить радиоактивный изотоп. Если пассажиры остаются в машине при сканировании, то получают дозу менее чем 1 мР.

Система «Модель – 4000» имеет следующие основные технические характеристики:

Время сканирования, с .....	10
Пространственное разрешение, мм .....	5
Высота, м .....	1,85
Длина сканирования, м .....	7
Ширина прохода, м .....	2,8
Размерность матрицы изображения, элементов, бит .....	512×512×8

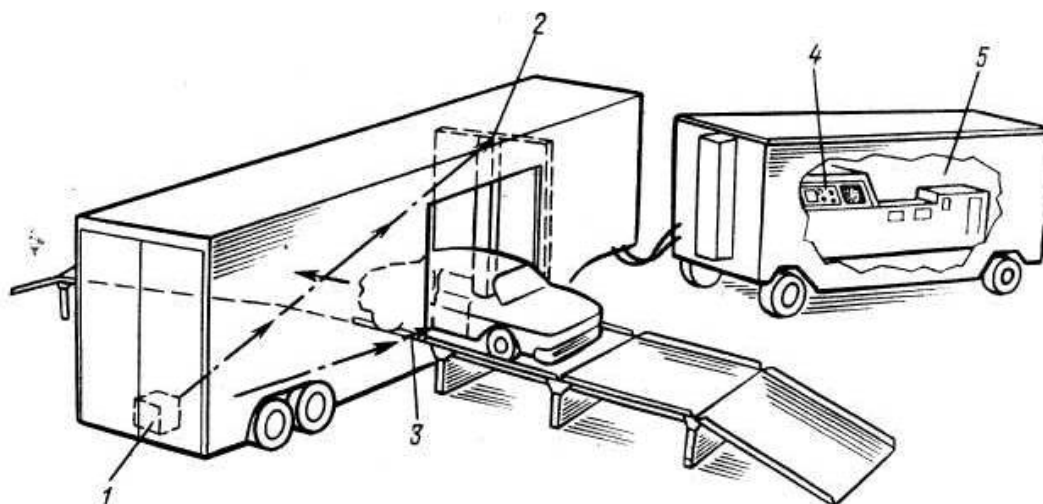


Рис. 6.5. Структурная схема РЭОП «Модель-4000»

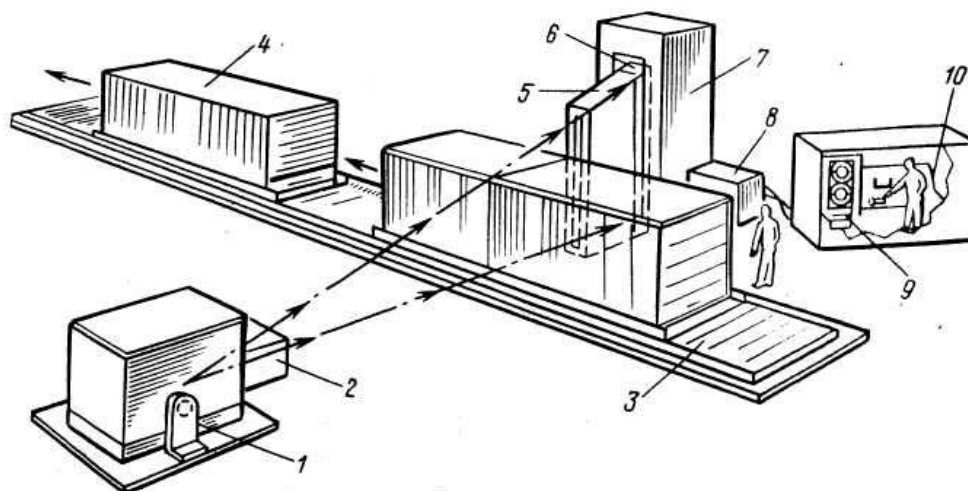


Рис. 6.6. Структурная схема РЭОП «Модель-6000»

«Модель-6000» (рис. 6.6) предназначена для контроля крупногабаритных грузовых контейнеров в целях обнаружения контрабанды, оружия, контроля двигателей ракет и т. п. В качестве источника излучения используется линейный ускоритель с энергией 16 МэВ. Линейка детекторов изготовлена по запатентованной фирмой технологии.

Эта модель имеет следующие основные технические характеристики:

Время сканирования для контейнера длиной 12,2 м, мин ..... 2

Пространственное разрешение, мм ..... 6

### 6.3. Микродозная система рентгеновского контроля (СРК) «СиСкан»

В современных условиях досмотр пассажира с использованием только электромагнитных металлоискателей и рентгенографических систем для досмотра багажа уже не обеспечивает требуемый уровень безопасности. В первую очередь это касается обеспечения качественного предполетного и послеполетного досмотра в аэропортах и досмотра в пунктах таможенного контроля на границе. Главной проблемой является то, что для совершения террористических актов используется керамическое холодное оружие, пластиковая взрывчатка. Орудия и предметы терроризма изготавливаются из неметаллических материалов, и прячутся не только под одеждой, но и в естественных полостях тела, запрещенные перевозки наркотиков осуществляются в проглоченных капсулах.

Анализ террористической и криминальной активности в мире показывает, что противоправные элементы активно внедряют в свою практику последние достижения научно-технического прогресса. Соответственно, противодействие этой деятельности требует опережающего развития средств обеспечения безопасности. В первую очередь современными средствами обеспечения безопасности должны оснащаться объекты, где действия террористов и криминальных элементов могут принести максимальный ущерб. Это аэропорты, атомные станции, оборонные объекты, места массовых скопления людей и т. д.

Очевидно, что наибольшую гарантию безопасности может обеспечить только полный личный досмотр. Однако по причинам этического характера, а также в связи с большими затратами труда и времени полный досмотр был и будет оставаться исключительной мерой.

На сегодняшний день единственной альтернативой личному досмотру является рентгеновское просвечивание. Такой метод давно применяется в аэропортах при обследовании багажа, где доза облучения не играет большой роли. Между тем, для применения рентгена при досмотре людей необходимы микродозовые рентгеновские установки. Такие системы должны обеспечивать:

- Высокую контрастную чувствительность и широкий динамический диапазон, необходимые для обнаружения мелких и малоконтрастных объектов. Это позволит увидеть предметы в одежде, даже на фоне наиболее плотных частей тела, а также внутри тела обследуемого.
- Ультранизкие дозы рентгеновского облучения, сравнимые с суточной фоновой дозой ( $< 5$  мкЗв).
- Способность получать изображение человека в полный рост.
- Короткое время обследования (не более 5 секунд).
- Наличие программного обеспечения, позволяющего проводить анализ снимка за короткое время (не более 30 секунд).
- Минимум неудобств, связанных с обследованием (повышенные требования к дизайну и эргономике).

Анализ этих требований показывает, что такую установку можно создать только на основе сканирующего метода получения снимка. Институт ядерной физики Сибирского отделения Российской академии наук (ИЯФ СО РАН) в течение последних два-

дцати лет успешно разрабатывал Малодозовые Рентгенографические Установки (МЦРУ «Сибирь») сканирующего типа, предназначенные для медицинских обследований (см. главу 9). В настоящее время МЦРУ «Сибирь» производятся тремя заводами в России и по лицензии в Китае. Имеющийся опыт можно эффективно применить для создания с минимальным объемом НИР и в короткие сроки микродозовых Систем Рентгеновского Контроля (СРК) для досмотра людей в аэропортах, на входе в офисы, банки, атомные станции и т. п.

На сегодняшний день принципиально новым средством бесконтактного досмотра становятся цифровые сканирующие системы, основанные на использовании рентгеновского излучения и обладающие наивысшей надежностью и вероятностью обнаружения. Уникальная технология получения цифрового проекционного рентгеновского изображения человека в полный рост методом сканирования плоским веерообразным рентгеновским лучом разработана учеными ИЯФ СО РАН (система рентгеновского контроля СРК «СибСкан»), серийно аппарат производится на орловском предприятии ЗАО «Научприбор» при участии ФГУП «НПП "Восток"».

СРК «СибСкан» предназначен для досмотра людей с целью обнаружения скрытых в одежде, на теле или внутри тела обследуемого любых опасных и запрещенных к переносу предметов, веществ и оружия. Система позволяет не только обнаружить неметаллические предметы в одежде, но и определить наличие подозрительных предметов внутри тела человека. При этом время обследования не превышает 5 секунд, а доза рентгеновского излучения сравнима с суточной фоновой дозой (менее 5 мкЗв). Таким образом, СРК «СибСкан» может стать наиболее эффективным способом досмотра людей.

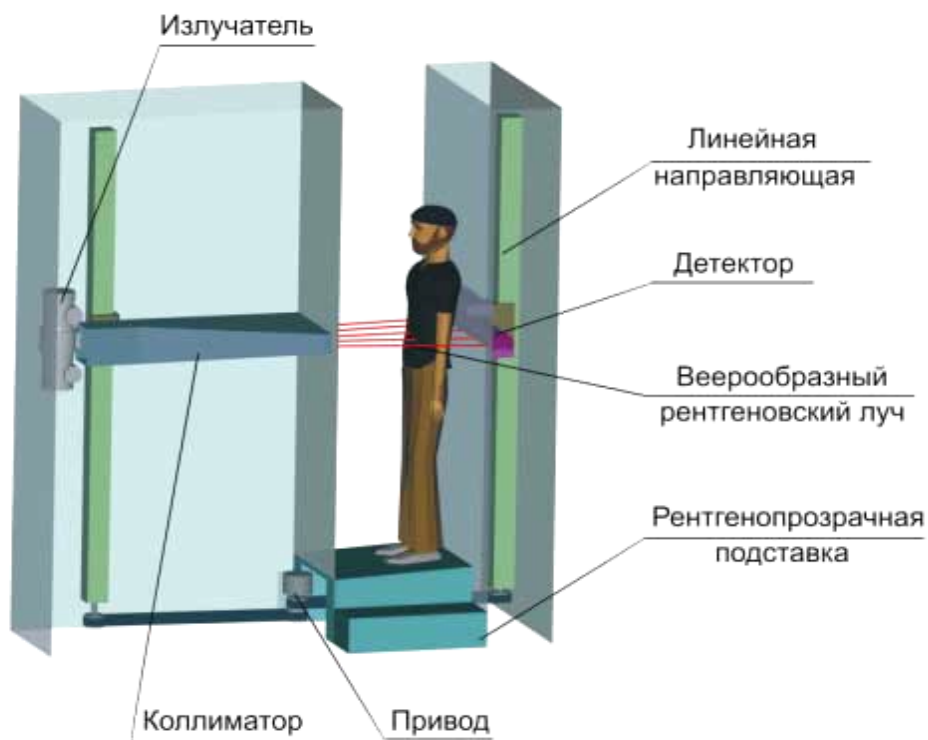
Сферами применения СРК «СибСкан» являются: контрольно-пропускные пункты АЭС, аэропортов и предприятий по добыче и переработке цветных металлов и драгоценных камней, таможенные пункты пограничного перехода, системы безопасности учреждений ГУИН, военных объектов, банков и частных фирм.

Система рентгеновского контроля СРК «СибСкан» устанавливается в зоне предполетного досмотра пассажиров с целью надежного обнаружения скрытых в одежде, обуви, на теле и внутри тела досматриваемого любых опасных и запрещенных к перевозке на воздушном транспорте предметов. Пассажир при досмотре не испытывает неудобств и не выкладывает имеющиеся у него металлические предметы и мобильный телефон. Ему не нужно снимать обувь, верхнюю одежду, головной убор и ремень т. к. по изображению на мониторе можно определить расположение и идентифицировать любые предметы, в том числе и пластиковые.

Для этого он должен постоять 5 секунд в досмотровом пространстве СРК. Такой досмотр позволяет не только вывести процедуру досмотра на совершенно другой качественный уровень, ранее казавшийся фантастикой, но и очень доброжелательно принят как пассажирами (экономия времени, деликатность), так и персоналом службы безопасности аэропорта (высокая информативность, простота досмотра). Безопасные для здоровья и чрезвычайно низкие уровни гамма-излучения позволяют гарантированно обнаруживать ампулы с наркотиком, оружие металлическое и керамическое, другие опасные предметы и предметы контрабанды, проносимые на теле человеком. Бесконтактный рентгеновский досмотр обеспечивает соблюдение этических аспектов досмотра некоторых категорий пассажиров, которые в силу религиозных и иных причин предпочитают не снимать обувь или не проходить тактильный досмотр. Кроме того, использование сканера в зонах контроля ускоряет процесс прохождения пассажирами процедуры досмотра.

Пассажиры добровольно и осознанно отдают предпочтение досмотру с помощью СРК – при этом они хотят знать лучевую нагрузку, т. е. суммарный эффект облучения человека с точки зрения отдаленных последствий при прохождении досмотра. Для срав-

нения, типичная доза облучения, обусловленная космической радиацией, человека совершающего перелет в один конец из Малаги в Лондон, составляет 10 мкЗв, из Нью-Йорка в Лондон – 35 мкЗв и из Гонконга в Лондон – 50 мкЗв. Типичная фоновая доза облучения, получаемая человеком от естественного радиационного фона земли средним представителем стран Европейского Союза в день, составляет 677 мкЗв. Доза, которую человек получает при сканировании на СРК, составляет 0,5 мкЗв. Таким образом, облучение, которому подвергается человек на СРК, незначительно на фоне естественного радиационного излучения. Нахождение на солнце или любой перелет на самолете вносит в десятки, а то и в сотни раз больший вклад в общее облучение человека.



*Рис. 6.7. Общий вид установки рентгеновского контроля (стенки условно показаны прозрачными)*

На сегодняшний день это наиболее эффективный и исчерпывающий способ персонального досмотра, который позволяет использовать данную систему в качестве основного элемента предполетного досмотра пассажиров. Опыт использования во многих аэропортах показал высокую эффективность СРК с точки зрения обнаружения скрытых на теле, внутри тела и в одежде человека, запрещенных к провозу на авиатранспорте веществ, материалов и изделий, которые могут быть использованы в качестве оружия для нападения на экипаж или пассажиров. Не прибегая к телесному контакту, инспектор получает на экране изображение высокого разрешения, позволяющее идентифицировать предметы как органического, так и неорганического происхождения. Личный досмотр на СРК фактически предоставляет инспектору возможность «заглянуть внутрь» человека, обеспечивая антитеррористическую защиту при прохождении постов безопасности. Как пример, в аэропорту «Пулково» службой, осуществляющей аэропортовую деятельность по обеспечению авиационной безопасности, обнаружен микроконтейнер в желудке одного из пассажиров при досмотре на СРК. Применение рентгенографического сканера позволяет операторам управления безопасностью быстро и качественно производить досмотр, не создавая очередей и освобождая сотрудников служб безопасности от неудобного занятия, тактильного досмотра проходящих на объект посетителей. Из сказанного выше

можно утверждать, что разработано эффективное и безопасное для здоровья человека средство своевременного выявления, предупреждения и пресечения попыток проникновения на стратегически значимые объекты и транспорт лиц с оружием, боеприпасами, легковоспламеняющимися веществами, отравляющими, радиоактивными и другими опасными предметами и веществами. Схема СРК «СибСкан» приведена на рис. 6.7.

**Принцип действия СРК «СибСкан»:**

Коллиматор со щелью 0,6 мм вырезает из излучения трубки плоский веерообразный пучок рентгена, который после прохождения через обследуемого регистрируется детектором.

Во время обследования излучатель, коллиматор и детектор равномерно и синхронно перемещаются по вертикали.

Данные с детектора о распределении излучения вдоль одной «строки» изображения каждые 2,5 мс записываются в оперативную память детектора. После окончания сканирования весь снимок, состоящий из 2000 «строк», передается в компьютер, и после быстрой обработки изображение появляется на дисплее.

Движение осуществляется линейными двигателями по направляющим. Снаружи СРК представляет собой две стойки, сделанные из непрозрачного материала, и обследуемый не видит движущейся части. Сканирование начинается с подошв обуви и заканчивается в момент появления равномерной засветки, то есть сразу после «схода» луча с головы обследуемого.

Технические характеристики СРК «СибСкан» приведены вы табл. 6.2.

Таблица 6.2

*Характеристики СРК «СибСкан»*

Максимальная высота сканирования	2 м
Ширина снимка	800 мм
Число каналов детектора	768
Размер канала (разрешение)	1×1 мм
Скорость сканирования	40 см/с
Максимальное время сканирования	5 с
Время обработки информации на компьютере	30 с
Доза за одно обследование	< 5 мкЗв

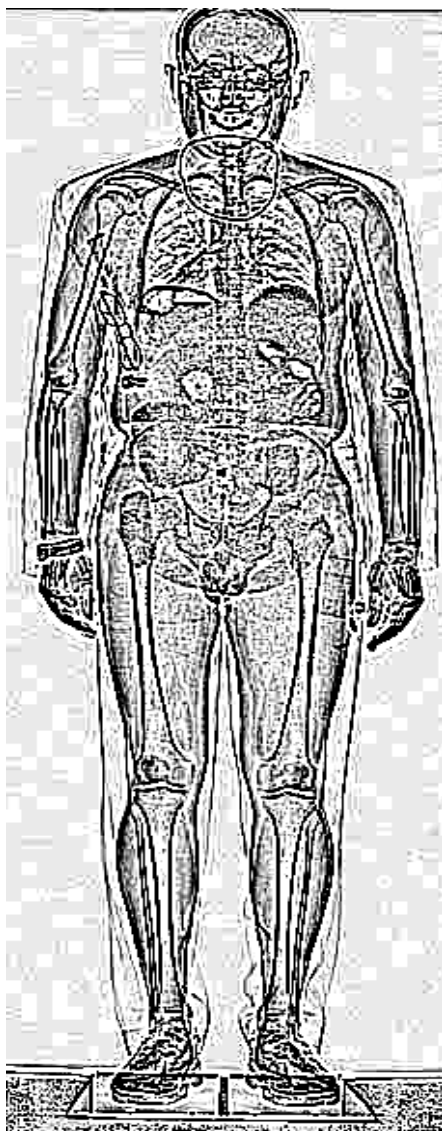
На рис. 6.8. Приведена демонстрационная сканограмма «пассажира».

Из вышеперечисленных характеристик вытекают соответствующие достоинства установки, определяющие её широкую востребованность и выгодно отличающие от существующих аналогов. А именно:

1. Способность обнаружения любых неметаллических предметов, скрытых в одежде или внутри тела человека, благодаря применению сканирующего принципа рентгеновского обследования.
2. Отсутствие проекционных искажений по длине снимка.
3. Ультранизкая доза рентгеновского облучения, не превышающая естественного радиационного фона и дающая возможность осматривать одного человека до 200 раз в год.
4. Изображение человека в полный рост.
5. Высокая контрастная чувствительность и широта динамического диапазона, обеспечивающие отличное качество снимка.
6. Высокая пропускная способность (малое время обследования).

Основными сферами применения СРК «СибСкан» являются:

- Таможенные пункты пограничного перехода;
- Контрольные пункты досмотра в аэропортах, наиболее актуально – в аэропортах международного значения с повышенными требованиями к безопасности;
- Системы безопасности банков и банковских депозитариев;
- Контрольно-пропускные пункты АЭС;
- Предприятия по добыче и переработке цветных металлов и драгоценных камней;
- Системы безопасности учреждений ГУИН;
- Системы безопасности военных объектов;
- Системы безопасности частных фирм.



*Рис. 6.8. Демонстрационная сканограмма: отчётливо видны очки в нагрудном кармане, цепочка на шее, часы, а также очертания и складки одежды*

Сравнительные характеристики различных систем рентгеновского контроля приведены ниже в табл. 6.3.

Оптимальное сочетание цены и качества дает несомненное преимущество СРК «СибСкан» перед аналогами. В настоящее время технология не позволяет полностью автоматизировать процесс обследования ни на одной имеющейся установке, и оконча-

тельное решение принимает оператор установки. Поэтому качество получаемого снимка является ключевым фактором, и по этому показателю СРК «СибСкан», безусловно, лидирует.

Таблица 6.3

Наименование параметра продукции	Значение критерия для CONPASS	Значение критерия для CONSYS	Значение критерия для SECURE-1000	Значение критерия для «СибСкан»
Доза рентгеновского облучения за одно обследование	4 мкЗв	0,4 мкЗв*	Менее 0,2 мкЗв	5 мкЗв
Пропускная способность (время обследования)	10 с	8 с	Менее 8 с	5 с
Число допустимых осмотров одного человека в год	200	2000*	5000	200
Наличие проекционных искажений по длине цифрового снимка	5 %	5 %	Нет данных	0 %
Размер цифрового снимка (количества элементов изображения)	1536×500	1536×500	Нет данных	2000×768
Габариты (ширина × глубина × высота)	8 м <sup>2</sup> пола требуется	282×184×254 см	123×92×202 см	250×120×280 см
Вес	1200...1500 кг	700 кг	295 кг	1200 кг
Потр. мощность	5 кВт	2 кВт	Нет данных	9 кВт
Способность выявлять предметы, спрятанные внутри тела или складках плотной одежды	+	+	-	+

В целях реализации проекта Институтом ядерной физики СО РАН создана компания «ИЯФ-Сканирующие системы», занимающаяся производством и реализацией малодозных цифровых рентгеновских установок.

#### 6.4. Высокоэнергетическая радиография

Высокоэнергетическая радиография является наиболее массовым методом контроля толстостенных промышленных изделий, а также материалов с повышенной плотностью (U, W, Pb). К основным характерным особенностям применения источников высокоэнергетического излучения (ускорителей) по сравнению с излучением рентгеновских трубок или радионуклидных источников относятся:

- большая проникающая способность тормозного излучения, генерируемого ускорителями, позволяющая контролировать промышленные изделия из стали с толщиной до (500...900) мм;
- резко выраженная диаграмма направленности тормозного рентгеновского излучения и сосредоточения интенсивности в пределах малого угла, обеспечивающая сравнительно высокую производительность просвечивания толстостенных изделий при высоком качестве контроля;



- малая площадь фокуса обеспечивает увеличение информативной способности метода;
- сплошной спектр тормозного излучения позволяет просвечивать изделия переменной толщины, не прибегая к помощи компенсаторов.

В настоящее время для целей дефектоскопии успешно применяются импульсные трансформаторы, генераторы Ван-де-Граафа, бетатроны, микротроны, линейные ускорители.

Выбор ускорителя определяется требованием оптимальной интенсивности и энергии излучения, обеспечением снижения массы и габаритов аппаратуры и в конечном результате сокращением затрат на контроль при обеспечении высокой достоверности выявления дефектов.

Практика показывает, что для различных методов визуального наблюдения дефектов с использованием тормозного излучения, энергию ускорителей целесообразно выбирать не ниже 10 МэВ. Указанный интервал энергий является наиболее подходящим с точки зрения выявляемости дефектов и продолжительности контроля. Следует отметить, что при радиографическом контроле толщин более 800 мм рекомендуется применять ускорители электронов с энергией излучения (20...30) МэВ в целях сокращения экспозиции. При этом уровень чувствительности контроля ухудшается незначительно. Как видно из рис. 6.9, относительная чувствительность контроля для этого диапазона энергий составляет не более 1 %. Наилучшая выявляемость дефектов получена при использовании усиливающих свинцовых экранов в комплекте с флюоресцентными экранами 2ПЗ (передний экран толщиной 2 мм, задний – 3 мм).

Радиографический метод с применением тормозного излучения в основном находит применение при контроле литых изделий и сварных соединений толстостенных конструкций. Схемы контроля стыковки нахлесточных, угловых и тавровых соединений приведены на рис. 6.10, а сварные соединения кольцевых изделий контролируются по схемам, обозначенным рис. 6.11.

Расстояние от источника излучения до контролируемого изделия должно выбираться так, чтобы геометрическая нерезкость изображения дефектов на снимках не превышала половины значений требуемой чувствительности контроля, а относительное увеличение размеров изображений дефектов, расположенных со стороны источника излучения по отношению к дефектам, расположенным со стороны пленки, не превышала 25 %.

В конструкции электронных ускорителей должна быть предусмотрена возможность регулирования энергии излучения, чтобы в отдельных случаях можно было за счет изменения энергии излучения добиваться наиболее высокой выявляемости дефектов.

Увеличение энергии излучения выше 30 МэВ нежелательно по трем причинам: во-первых, ввиду ухудшения выявляемости дефектов и сокращения поля облучения, во-вторых, вследствие незначительного уменьшения экспозиции при просвечивании и, в-третьих, из-за резкого возрастания габаритов, сложности и стоимости ускорителя.

Наиболее широкое применение в промышленной радиографии нашли бетатроны, в том числе созданные в Томском политехническом университете. Бетатрон, обладающий высокой проникающей способностью излучения, особенно удобен для контроля материалов большой радиационной толщины например, для стали до 400 мм.

Преимущества бетатрона перед другими источниками, применяемыми в дефектоскопии, состоят в возможности плавной регулировки энергии излучения в широком диапазоне, в возможности стереосъемке дефекта (с помощью двух пучкового стереобетатрона) и простоте эксплуатации. Кроме того, источник тормозного излучения – фокусное пятно на мишени бетатрона имеет очень малые, точечные размеры (около 0,1×0,2 мм). Это обеспечивает получение наиболее четких рентгеновских изображений дефекта.

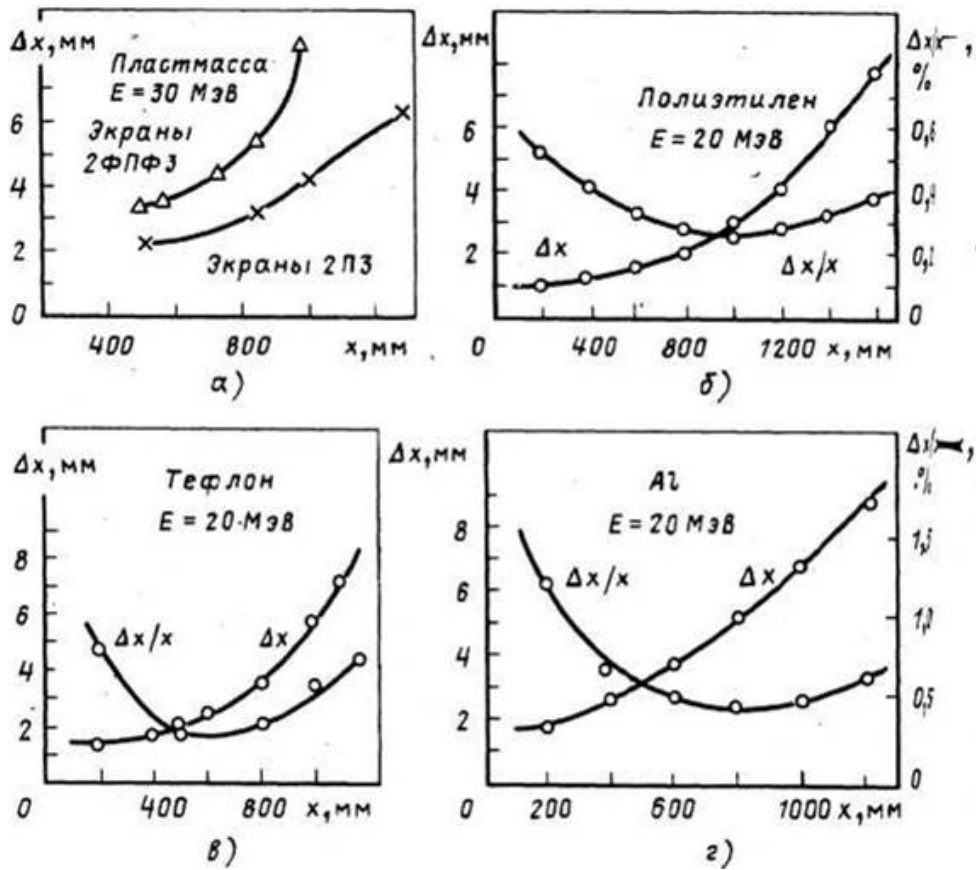


Рис. 6.9. Зависимость абсолютной и относительной чувствительности контроля пластмасса (а), полиэтилена (б), тетлона (в) и алюминия (г) тормозным излучением энергии (20...30) МэВ

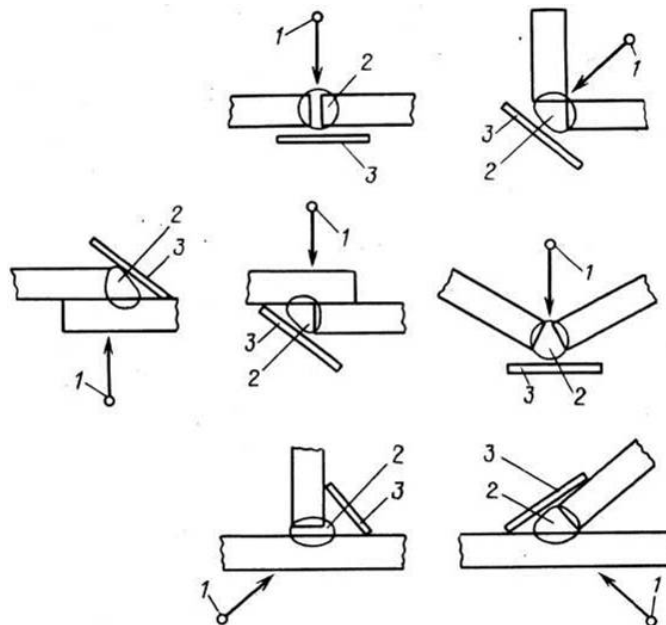


Рис. 6.10. Схемы контроля стыковых, нахлесточных, угловых и тавровых соединений:  
1 – источник излучения; 2 – контролируемый участок; 3 – кассета с пленкой

Требования, предъявляемые к бетатрону для дефектоскопии, в основном аналогичны требованиям, предъявляемым к ускорителю, предназначенному для лучевой терапии в формировании пучков гамма-квантов, регулировке энергии излучения, по-

движности бетатрона, обеспечения биологической защиты персонала и т. п. Все указанные преимущества позволили быстро создать компактные, удобные в заводских условиях установки. В табл. 6.4 приведены основные характеристики некоторых распространённых бетатронов для дефектоскопии.

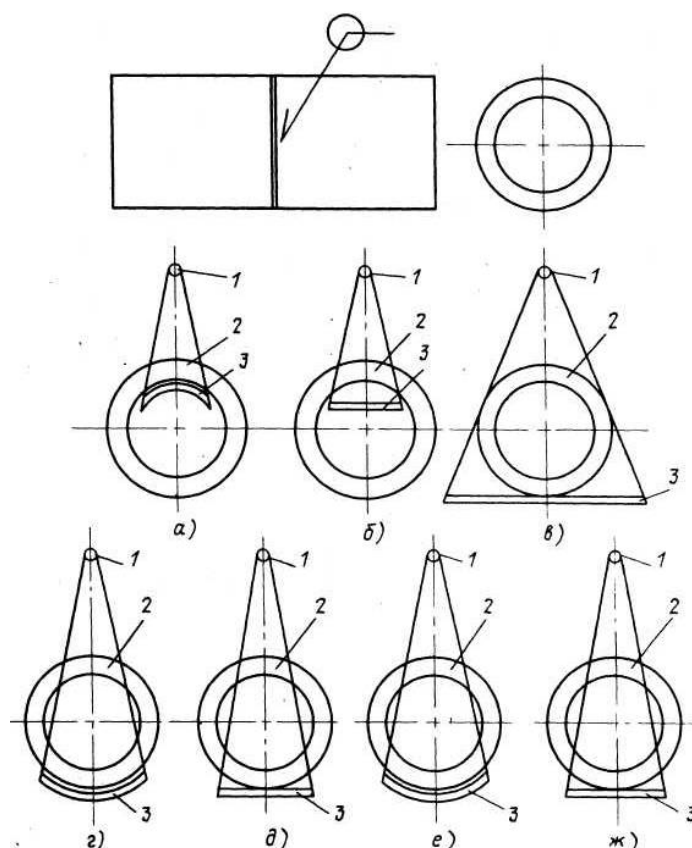


Рис. 6.11. Схемы контроля кольцевых сварных соединений:  
1 – источник излучения; 2 – контролируемый участок; 3 – кассета с пленкой

Таблица 6.4

Основные характеристики некоторых распространённых бетатронов для дефектоскопии

Наименование характеристики	Изготовитель и энергия излучения		
	Браун-Бовери, 31	ТПУ, 30	ТПУ, 35
Мощность дозы, 1 м от мишени, Гр/мин	1,85	2,30	2,50
Размеры поля облучения, мм	200×200	200×200	200×200
Частота питающего напряжения, Гц	50	50	50
Общая масса излучателя, кг	5500	6000	5000
Потребляемая мощность, кВт	16	30	35
Тип ускорительной камеры	Отпаянная	Отпаянная	Отпаянная
Пределы регулировки энергии, МэВ	10...31	3...30	17...35
Исполнение ускорителя	Двухлучевой	Однолучевой	Однолучевой

Интенсивность излучения бетатрона снижается, если уменьшить энергию ускоренных частиц, поэтому, если необходима энергия проникающего излучения (1...5) МэВ, более целесообразно применение линейных ускорителей. Генераторы Ван-де-Граафа (и в особенности линейные ускорители с бегущей волной) позволяют при энергии (1...5) МэВ резко сократить время просвечивания стальных изделий в диапазоне толщин (50...200) мм.

В последнее время удалось значительно уменьшить габариты, массу и повысить надежность работы линейных ускорителей. Преимущество линейных ускорителей по сравнению с бетатронами состоит в возможности ускорения больших потоков электронов и, следовательно, в возможности получения очень большой интенсивности тормозного излучения. Так, линейные ускорители с энергией (10...25) МэВ создают тормозное излучение, интенсивность которого составляет от 2000 до 25000 Р/мин на расстоянии 1 м от мишени. Подобные ускорители способны с успехом обеспечить радиографический контроль стальных изделий толщиной до 500 мм.

Применение линейных ускорителей в радиографии значительно сокращает время экспозиции и позволяет получать рентгенограммы при просвечивании стальных изделий толщиной 400 мм за время от 10 с до 10 мин. Удаётся просвечивать стальные изделия толщиной до 800 мм за практически приемлемое время. При контроле стальных изделий с помощью линейных ускорителей чувствительность радиографического метода контроля составляет около 1 %.

### **Список литературы**

1. Румянцев С.В. Радиационная дефектоскопия. – М.: Атомиздат, 1974.
2. Кононов Б.А., Лукин А.Л. Протонная радиография. – Томск: Изд-во ТГУ, 1988. – 168 с.
3. Мирошников М.М. Теоретические основы оптико-электронных приборов. – М.: Машиностроение, 1977.
4. Ключев В.В., Леонов Б.И., Гусев Е.А. Промышленная радиационная интроскопия. – М.: Энергоатомиздат, 1985.
5. Ключев В.В., Сосин Ф.Р., Гусев Е.А. и др. Неразрушающий контроль с источниками высоких энергий. – М.: Энергоатомиздат, 1986.
6. Москалёв В.А. Бетатроны. – М.: Энергоиздат, 1981.
7. <http://www.ndt.com.ua/-57k> – Online-версия журнала «Неразрушающий контроль». Новые средства и технологии неразрушающего контроля, отчёты о выставках и конференциях.

## ГЛАВА 7. РАДИАЦИОННО-ХИМИЧЕСКИЕ И РАДИАЦИОННО-БИОЛОГИЧЕСКИЕ ПРОЦЕССЫ

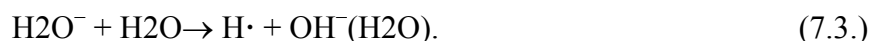
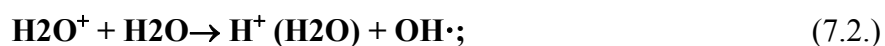
### 7.1. Химическое действие ионизирующего излучения.

#### Примеры использования радиохимических процессов

В результате процессов ионизации образуются ионы и радикалы, обладающие повышенной химической активностью. Они способны вступать в химические реакции, как друг с другом, так и с молекулами и атомами облучаемой системы. Примером является распад молекулы воды в результате разрыва в ней химических связей. Не менее важную роль в этих процессах играет протекающее одновременно с ионизацией возбуждение молекул. Оно заключается в переходе электронов молекул на более высокие энергетические уровни. Образование ионизованных и возбуждённых молекул (и атомов) вызывается не только первичными ионизирующими частицами (электронами и тяжёлыми ионами), но и  $\delta$  – частицами, т. е. вторичными электронами, выбиваемыми первичными частицами и имеющими достаточную энергию, чтобы производить ионизацию и возбуждение. Ионизованные и возбуждённые молекулы возникают вдоль следа ионизирующей частицы в виде неравномерного распределения сгустков. Молекулы воды под действием излучения испытывают радиолит (ионизацию и возбуждение), который в упрощённом виде выглядит следующим образом:



Электрон может захватываться другой молекулой воды, образуя ион  $\text{H}_2\text{O}^-$ . Ионы воды могут гидратироваться, в результате чего получают гидратированные ионы  $\text{H}^+$  и  $\text{OH}^-$  и имеющие ненасыщенные химические связи (неспаренные электроны) радикалы  $\text{H}\cdot$  и  $\text{OH}\cdot$ :



Радикалы  $\text{H}^+$  и  $\text{OH}^-$  образуются также при распаде возбуждённых молекул:



Радикалы обладают повышенной реакционной способностью и вступают в реакции между собой, образуя молекулы  $\text{H}_2$ ,  $\text{H}_2\text{O}_2$  и  $\text{H}_2\text{O}$ , и в реакции с растворёнными в воде веществами. Свои особенности имеет воздействие ионизирующих частиц на полимеры. Первоначально происходят разрывы химических связей между соседними атомами углерода и между углеродом и водородом. В первом случае образуются две более короткие полимерные цепочки, являющиеся радикалами. Радикалы подвергаются дальнейшим химическим изменениям до молекулярного состояния: в них образуются двойные связи, а в присутствии кислорода они окисляются в местах ненасыщенных связей. В конечном счёте получают продукты с более короткими цепями и такой процесс в целом называется *деструкцией полимера*. При отщеплении водорода также сначала образуется радикал, но с прежней длиной цепочки. Если два таких радикала оказываются по соседству, то между ними образуется насыщенная химическая связь и получается более сложная макромолекула с мостиком или ответвлением. Этот процесс

называется *сшиванием полимера*. Процессы ионизации и возбуждения в биологических системах дают начало биологическим эффектам. Возможно прямое повреждение биологически функциональных молекул, таких, как молекулы ДНК, ферментов, клеточных мембран. Кроме того, свой вклад вносят продукты образовавшиеся из низкомолекулярных веществ, в особенности из воды, так как эти продукты реагируют с биологически функциональными молекулами.

Энергия частиц первичного излучения промышленных ускорителей в десятки тысяч раз превышает энергию, необходимую для акта ионизации, т. е. нарушения одной химической связи. При прохождении в веществе первичные частицы передают энергию многочисленным молекулам, вызывая возбуждение и ионизацию. Образовавшиеся в результате разрыва связей заряженные и незаряженные осколки молекул имеют высокую химическую активность и быстро реагируют друг с другом и с другими молекулами. Возникающие при этом новые активные частицы – свободные радикалы и вторичные ионы – вступают в реакцию, вследствие чего изменяется молекулярная структура материала и образуется вещество с новыми свойствами. Высокая химическая активность реагирующих частиц делает возможным проведение радиационно-химических реакций при очень низких температурах – вплоть до температуры жидкого гелия. Открывается возможность химически соединять несовместимые другими методами вещества, создавать прочные многослойные и композиционные материалы. Полное исключение химических инициаторов и катализаторов позволяет создавать материалы высокой степени чистоты.

Радиационно-химические реакции протекают в толстом слое. Реакционные зоны расположены вдоль треков первичных и вторичных частиц. Расстояние между треками зависит от вида ионизирующих частиц, их ионизирующей способности, интенсивности и времени облучения. Скорость некоторых реакций относительно легко регулируют изменением интенсивности излучения. Возможность проведения реакций в твердом теле позволяет осуществлять процесс в предварительно отформованном изделии. Таким образом, радиационно-химический процесс непосредственно следует за формовкой изделий, что в большинстве случаев удобнее, чем обратная последовательность при традиционной технологии. В ряде случаев с помощью ионизирующего излучения удастся придать материалам свойства, недостижимые другими методами.

#### Радиационная полимеризация.

В процессе полимеризации ненасыщенные молекулы низкомолекулярного соединения (мономера) присоединяются друг к другу, образуя полимер – вещество с высокой молекулярной массой. Молекулярная цепь полимера может состоять из одинаковых структурных звеньев (гомополимер) или содержать звенья различного вида (сополимер), см. рис. 7.1. При образовании линейных или разветвленных полимеров структурные звенья последовательно присоединяются друг к другу; макромолекулы представляют собой длинные цепи (в некоторых случаях – с боковыми ответвлениями). В двумерных полимерах молекулы образуют плоские структуры, в пространственных полимерах рост молекулы идет по всем трем направлениям.

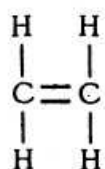
Ионизирующее излучение может стимулировать как процесс соединения молекул мономера в полимерные цепи, так и модифицирование синтезированного любым способом линейного одномерного полимера в пространственный, сетчатый. В последнем случае образуются химические связи между соседними молекулами, происходит их сшивание.

Полимеризация может иметь место как в жидкой, газовой и твердой фазах, так и в растворе и эмульсии. С какого-то момента рост полимерной цепи по разным причинам останавливается, происходит ее обрыв. При высокой мощности дозы излучения существенную роль в процессе обрыва может играть высокая концентрация первичных радикалов, возникших под действием первичного излучения.

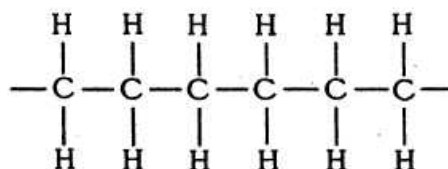
Для промышленного применения представляет интерес радиационная полимеризация акриламида, этилена, триоксана, фторолефинов, сополимеризация этилена с винилхлоридом, тетрафторэтиленом, акрилонитрилом, окисью углерода, двуокисью серы и другие процессы.

### Мономерное звено

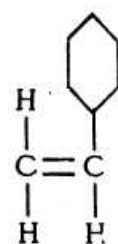
### Полимер



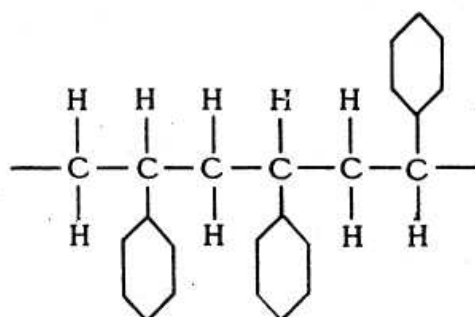
Этилен



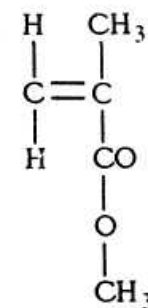
Полиэтилен



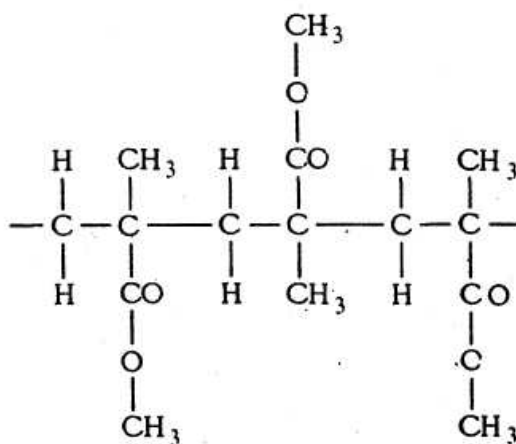
Стирол



Полистирол



Метилметакрилат



Полиметилметакрилат

Рис. 7.1. Мономерные звенья и образованные из них полимеры

При радиационной эмульсионной полимеризации мономер растворен в воде, что существенно влияет на протекание реакции. Образующиеся частицы полимера взвешены в воде, благодаря чему обеспечиваются развитая поверхность и эффективное охлаждение. Обрыв цепи вследствие рекомбинации макрорадикалов затруднен из-за их пространственной изоляции. Скорость полимеризации и молекулярная масса на протяжении длительного периода протекания реакции не зависят от концентрации мономера, что обеспечивает высокопроизводительный непрерывный процесс при большой степени конверсии мономера. Так, радиационная полимеризация стирола в эмульсии протекает в 100 раз быстрее, чем в чистом мономере. Аналогичный выигрыш дает проведение реакции в эмульсии и для метилметакрилата, винилацетата, акрилонитрила и др.

В процессе радиационной прививочной сополимеризации на свободных радикалах или ионах, возникающих под действием излучения в главных цепях полимера, образуются боковые полимерные цепи. В зависимости от условий проведения процесса прививку мономера можно локализовать в поверхностном слое или распространить на всю глубину полимерной основы. В первом случае, в основном, меняют поверхностные свойства – адгезию, окрашиваемость, стойкость к светостарению, гниению и др. Прививку можно производить не только к синтетическим полимерным материалам, но и к дереву, бумаге и др. Применяют несколько различных методов прививочной полимеризации:

1. Во время облучения полимер основы вводят в контакт с прививаемым мономером, находящимся в жидкой или газообразной фазе.
2. Облучение производят после предварительного контакта с мономером (мономер наносят на поверхность полимера или смешивают с ним).
3. Основу предварительно облучают в инертной атмосфере (в ряде случаев – при пониженной температуре для лучшей сохранности свободных радикалов) и затем осуществляют контакт ее с мономером.
4. Полимер основы облучают в атмосфере кислорода или на воздухе. Образующиеся перекисные и гидроперекисные группы сохраняют стабильность длительное время (до нескольких месяцев). Для проведения реакции сополимеризации осуществляют контакт с мономером при повышенной температуре. Перекисные и гидроперекисные группы при этом распадаются с образованием активных радикалов, которые инициируют процесс образования сополимера.

Процесс радиационной полимеризации в гетерогенных системах положен в основу получения древесно-полимерных материалов, см. табл. 7.1.

Таблица 7.1

*Механические свойства древесины разных типов до и после модифицирования полиметилметакрилатом*

Показатель прочности	Дуб натуральный	Береза		Осина	
		Натуральная	Модифицированная	Натуральная	Модифицированная
Предел прочности на статический изгиб, МПа	100...300	100...110	До 250	70...75	До 150
Скалывание вдоль волокон, МПа:	8,5	7,0	15	5,5	15
радиальное	7,5	6,5			
Сжатие вдоль волокон, МПа	50...52	40...50	100...125	35	100
Износ при истирании, мм	0,66	0,70	0,23	1,15	0,55

При радиационном модифицировании древесины производят пропитку вакуумированных древесных изделий мономером (до (50...70) % по массе) и затем облучение дозой (10...15) кГр в герметичном объеме в инертной атмосфере или парах мономера при давлении порядка 1 МПа. На основе дешевых пород дерева получают материалы, заменяющие дуб, бук, граб и др. Свойства таких материалов зависят как от типа исходной древесины, так и от вида мономера и технологии пропитки. Таким методом полу-



чают огнестойкие, биостойкие, а также работающие в агрессивных условиях материалы. Одно из типичных применений этого процесса – производство паркета.

*Радиационное модифицирование* бетонных изделий производят аналогично, см. табл. 7.2. Сначала для удаления воды изделия сушат при температуре (110...130) °С, затем примерно в течение 1 ч, вакуумируют до 1500 Па, после чего пропитывают мономером при давлении около 1 МПа. Количество мономера в бетоне составляет (4...7) % по массе. Облучение производят дозой (10...15) кГр. Изделия, получаемые радиационно-химическим модифицированием древесины и бетона, имеют, как правило, большую массу, и для их производства используют  $\gamma$ -излучение. Мощность дозы должна быть невелика во избежание разогрева изделий. В ряде случаев целесообразно вначале в течение короткого времени производить облучение при большой мощности дозы, чтобы избежать испарения и вытекания мономера из изделия.

Бетонополимерные изделия обычно имеют значительные габариты, и определенную трудность представляет их равномерное облучение. При этом обеспечиваются необходимые условия охлаждения, так как, несмотря на большую массу, удельное содержание мономера и соответственно тепловыделение в единице объема в материалах на основе бетона на порядок меньше, чем в пропитанных древесных материалах. В табл. 7.2 приведены некоторые основные характеристики бетонополимеров по сравнению с обычным бетоном.

Таблица 7.2

Характеристики бетонополимеров

Характеристика	Бетон	Бетонополимер
Предел прочности, МПа:		
сжатие	30...50	100...200
растяжение	2...3	10...14
изгиб	5...6	20...30
Модуль упругости при сжатии, $10^4$ МПа	2,5...3,5	4,5...5,0
Прочность сцепления с арматурой, МПа	1...2	10...18
Предельный массовый коэффициент влагопоглощения, %	14,1	0
Водопроницаемость образца, г, при $p = 0,3$ МПа:		
1 ч	173	0
4 сут	–	0
Морозостойкость при цикле заморзание – оттаивание:		
500 циклов	20	6
5000 циклов	Разрушение	8,5

#### Радиационная деструкция полимеров.

Как отмечалось в предыдущем параграфе, при облучении полимеров имеется вероятность разрыва цепи и образования полимеров с пониженной молекулярной массой. Процесс деструкции принципиально отличается от деполимеризации (часто вызываемой нагревом материала). Но полимеризация является цепной реакцией, в результате которой вся цепь или ее часть превращается в мономер. При деструкции происходят только отдельные разрывы; мономер при этом, как правило, не образуется. Типичные изменения свойств, вызываемых деструкцией – увеличение растворимости и уменьшение вязкости.

Деструкцию используют для создания веществ, которые трудно получать прямым синтезом. Так, из политетрафторэтилена получают жидкость для опрыскивания, из бутилкаучука – смазочные материалы. Возможно получение сахара из целлюлозы, однако это экономически нецелесообразно. Поглощенные дозы при этих процессах составляют несколько сот килогрэй. Процесс деструкции преобладает при облучении многих полимеров в сильно разбавленных водных растворах, что в значительной мере связано с участием продуктов радиолитического распада воды в реакциях с полимер-радикалами.

Одним из перспективных применений процесса деструкции является *очистка сточных вод*. В связи со значительным расширением производства и применения в промышленности и быту синтетических поверхностно-активных веществ существенно осложнилась очистка сточных вод и, соответственно, увеличилось загрязнение водоемов. Эти вещества используют, в основном, для производства моющих средств, обладающих большей эффективностью, чем жировое мыло.

В стоки промышленных предприятий попадает также ряд веществ, используемых в технологических процессах. Особенностью поверхностно-активных веществ является высокая устойчивость к химическому взаимодействию с растворами щелочей и солей, медленное биохимическое окисление и высокая пенообразующая способность. Обработка воды активированным углем или ионообменными смолами хотя и может привести к нужному результату, экономически не целесообразна. Воздействие излучения на поверхностно-активные вещества приводит к их деструкции – разложению на более легкие, относительно просто удаляемые вещества. Радиационная очистка, в отличие от биологической, воздействует на все органические соединения. В присутствии кислорода происходит также их окисление. Эффективность очистки существенно увеличивается при одновременном воздействии излучения и озона. Это объясняется превращением радикалов  $\text{HO}_2$  в радикалы  $\text{OH}$ , которые являются сильноокисляющими образованиями для большинства органических соединений.

При *радиационной регенерации резин на основе бутилкаучука* с помощью процесса деструкции из старых обработанных шин получают сырье с заданными эластическими свойствами. В резине на основе бутилкаучука серной вулканизации при облучении преобладает процесс деструкции, в отличие от ряда других каучуков. Изменяя дозу излучения, регулируют свойства регенератора: чем больше доза, тем пластичнее получаемый продукт, см. табл. 7.3.

Таблица 7.3

*Свойства регенерата, полученного различными способами*

Способ получения регенерата	Предел прочности при разрыве, МПа	Относительное удлинение, %
Радиационный (1000 кГр)	6,0...10,0	350...550
Водонейтральный	4,5...6,5	340...500
Термомеханический	4,0...5,5	300...425

## 7.2. Облучение биологических объектов.

### Примеры использования радиобиологических процессов

Исследование действия ионизирующего излучения на живые организмы началось с открытия рентгеновского излучения и было направлено, в первую очередь, на определение его поражающего действия и разработку методов радиационной защиты. При изучении процессов, приводящих к повреждению, были обнаружены и процессы восстановления облученных биообъектов. Целенаправленное использование биологиче-

ского действия ионизирующего излучения в широком диапазоне доз привело в последние десятилетия к созданию ряда радиационно-биологических технологий. В зависимости от дозы возможны различные результаты радиационной обработки: стимуляция развития, генетические изменения, стерилизация, замедление роста, остановка жизнедеятельности и химическое разложение. Чувствительность биологических объектов к облучению зависит, в первую очередь, от свойств самого объекта, а также от свойств окружающей среды: температуры, влажности, газового состава.

Радиационное поражение клетки происходит, как правило, в два этапа. На первом этапе в макромолекуле возникают дефекты, которые вызваны прямым или косвенным действием излучения, заключающимся в изъятии электрона активными продуктами радиолиза воды и низкомолекулярных примесей. При радиолизе воды возникает ряд химически активных продуктов, в том числе Н, ОН, гидратированный электрон. Последний представляет собой электрон, окруженный поляризованными в его электрическом поле молекулами воды; такое образование стабильно сохраняется в воде и обладает высокой реакционной способностью. Существенную роль могут играть и продукты радиолиза низкомолекулярных примесей, имеющихся в клетке или специально введенных в биообъект.

Основной мишенью радиационного поражения в живом организме является ядро (точнее, молекула ДНК), хотя важное значение имеют и процессы повреждения в цитоплазме, а по исследованиям последних лет – и повреждения биомембран. В белковых молекулах дефекты, как правило, оказываются в одних и тех же местах независимо от того, вызваны они прямым или косвенным действием излучения: внесенная в молекулу энергия мигрирует до тех пор, пока не оказывается в «слабом» месте. Таким местом обычно являются дисульфидные связи, что связано с большой лабильностью электронов атомов серы.

На втором этапе в макромолекуле происходит или реализация скрытых повреждений, или их восстановление. Время развития процессов этого этапа может составлять часы, сутки и даже месяцы. Одним из существенных факторов, приводящих к модификации биологической макромолекулы, является присутствие кислорода («кислородный эффект»). В то же время кислород может дезактивировать радикалы, возникающие при радиолизе воды и низкомолекулярных примесей, и, тем самым, уменьшать косвенное воздействие излучения. Если необходимо предохранить от повреждения облучаемые биоматериалы, к ним добавляют низкомолекулярные примеси, являющиеся донорами электронов или же способные адсорбироваться макромолекулой.

Для защиты, как правило, используют соединения, содержащие серу. Так, введение в живые организмы до или после облучения таких сульфгидрильных соединений, как цистеин или цистамин, существенно уменьшает последствия облучения. Число радиопротекторов непрерывно увеличивается, и поиск эффективных радиозащитных веществ продолжается.

Ориентировочные значения поглощенной дозы излучения, применяемые для различных воздействий на растения приведены в табл. 7.4.

Таблица 7.4

Процесс	Стимуляция развития (предпосевное облучение семян)	Генетические изменения	Замедление роста	Остановка жизнедеятельности	Химическое разложение
Доза, Гр	5...40	10...10 <sup>3</sup>	50...150	10...1,2·10 <sup>3</sup>	5·10 <sup>5</sup> ...10 <sup>6</sup>

Дозы, необходимые для получения нужного эффекта, как правило, уменьшаются при облучении более высокоорганизованных организмов. В качестве примера в

табл. 7.5 приводятся приближенные дозы, проводящие к летальному исходу 50 % облучаемых объектов для различных групп организмов:

Таблица 7.5

Группа организмов	Млекопитающие	Птицы	Насекомые	Покрытосеменные растения (семена)	Голосеменные растения (семена)
Доза, Гр	7	10	$10 \dots 10^3$	$50 \dots 1,2 \cdot 10^3$	10
Группа организмов	Водоросли	Грибы	Простейшие	Бактерии	Вирусы
Доза, Гр	100	$50 \dots 5 \cdot 10^3$	$100 \dots 3,5 \cdot 10^3$	$20 \dots 5 \cdot 10^3$	$100 \dots 1,5 \cdot 10^3$

#### Стерилизация медицинских материалов.

Этот процесс является первым радиационным процессом, освоенным в промышленных масштабах, и в настоящее время наиболее распространен в радиационно-биологической технологии. Успешному внедрению радиационной стерилизации способствовало несколько обстоятельств:

1. Доза, при которой с высокой надежностью уничтожаются микроорганизмы, в большинстве случаев равная 25 кГр, не вызывает повреждений многих медицинских материалов: хирургических нитей (кетгута), перевязочных материалов, шприцев, хирургических инструментов и других изделий, содержащих металл, пластмассу и резину.
2. Для некоторых материалов невозможна или нежелательна стерилизация кипячением. Так, изделия разового пользования, изготавливаемые из дешевых термопластических материалов, требуют холодной стерилизации. Радиационно-стерилизованный кетгут имеет прочность на 10 % большую, чем стерилизованный кипячением.
3. Возможность проводить стерилизацию изделий в герметичной упаковке, изготовленной из дешевой пластмассы.
4. Высокая надежность процесса. Если при тепловой стерилизации или стерилизации окисью этилена необходимо контролировать и поддерживать в заданных пределах температуру, время, давление, влажность и концентрацию окиси этилена, то при радиационной стерилизации контролируют только время и мощность дозы облучения.
5. Возможность непрерывного проведения процесса.

Радиационная гибель микроорганизмов существенно зависит от их радиоуязвимости, а также от окружающей среды. Поражение может последовать от непосредственной ионизации биомолекул или из-за воздействия на них химически активных продуктов радиолиза клеточной воды. В отличие от тепловой стерилизации, где происходит немедленная гибель микроорганизмов из-за разрушения белка, после облучения они обычно существуют еще несколько часов. Экспериментально установлено, что рост неспорообразующих микроорганизмов различных видов прекращается при дозе, не превышающей (5...10) кГр, большинства спорообразующих бактерий – при дозе не более (15...20) кГр. Так как количество микроорганизмов в изделии до стерилизации может составлять  $10^{10}$  и более, то всегда остается вероятность, что в некоторых изделиях после стерилизации могут сохраниться отдельные наиболее радиоустойчивые организмы. Естественно, вероятность обнаружить микроорганизм в данном изделии уменьшается с увеличением дозы. Так, например, для бактерий группы *Salmonella* доза (6...9) кГр приводит к уменьшению популяции в  $10^7$  раз; увеличение дозы в 1,5 раза снижает популяцию в  $10^{11}$  раз. Общепринятый критерий качества стерильности составляет  $10^{-6}$ , т. е. допускается одно несте-

рильное изделие на миллион стерильных, в особо ответственных случаях  $10^{-8}$ , т. е. одно на сто миллионов. Как правило, для выполнения этого условия необходима доза 25 кГр; однако в ряде случаев это значение может быть изменено с учетом требуемой степени стерильности, зараженности изделий и других факторов. Для радиационной стерилизации, как правило, применяют  $\gamma$ - или тормозное излучение в связи со значительной толщиной обрабатываемых объектов, особенно находящихся в упаковке.

Облучение используют также при приготовлении вакцин. В этом случае применяют дозу, меньшую, чем необходимо для стерилизации, а ослабленные микроорганизмы используют в качестве вакцины. Исследована устойчивость различных лекарственных препаратов к облучению дозой (10...50) кГр. Было установлено, что подавляющее большинство твердых препаратов устойчиво к облучению, а препараты, являющиеся водными растворами, как правило претерпевают значительное разложение. В последнем случае для многих препаратов стабилизирующее действие оказывает добавка пиросульфита натрия.

В настоящее время 35 % всех медицинских изделий в Северной Америке стерилизуется радиационным путем.

#### Консервация пищи.

Несмотря на большие потенциальные возможности радиационной стерилизации пищи, этот процесс пока не получил промышленного распространения. Длительное хранение без замораживания мясных, рыбных продуктов, блюд, готовых к употреблению, экономически выгодно, так как устраняет постоянные затраты на поддержание низкой температуры, кроме того, позволяет получать более высокие процессы качества консервированных продуктов. Внедрение этого процесса сдерживается, в основном, из-за двух проблем:

во-первых, высокие дозы (25...70) кГр, требующиеся, прежде всего, для уничтожения спор возбудителей ботулизма, приводят к окислению жиров, разрушению пигментов и другим нежелательным реакциям, в результате которых меняются цвет, запах, внешний вид и структура продуктов;

во-вторых, присутствующие в пище ферменты со временем разрушают продукт, что приводит к его разжижению и потере вкусовых качеств. Для инактивации ферментов при радиационной обработке требуются недопустимо большие дозы – порядка 100 кГр. При тепловом консервировании и замораживании ферменты теряют свою активность и не оказывают вредного воздействия на продукт.

Одной из перспективных является радиационная стерилизация продуктов, употребляемых в пищу после кулинарной обработки, например вареное и жареное мясо, рыба и др. Первоначально продукт подвергают тепловой обработке – нагревают до (50...80)°С, в результате чего пища становится пригодной к употреблению и инактивируются ферменты. Затем готовое блюдо замораживают в герметичной упаковке без доступа кислорода и стерилизуют облучением, температуру во время облучения поддерживают в пределах (40...10)°С. Замораживание и отсутствие кислорода при облучении сводят к минимуму физические и химические изменения продукта. При последующем хранении упаковка предохраняет от воздействия кислорода, влаги, света и микроорганизмов. В качестве тары используют, в частности, слоистые материалы: внутренним слоем служит полиэтилен, затем алюминиевая фольга и снаружи также полиэтилен или другая пленка. Приготовленный продукт в течение многих месяцев может храниться при обычной температуре.

Успешные испытания прошла широкая номенклатура блюд: сосиски, ветчина, мясные завтраки, жареный картофель, куриное мясо, рыбное филе, копченая и обжаренная колбаса и др. Таким же образом могут сохраняться крупные куски жареного мя-

са, индейки, куры и др. Радиационно-стерилизованные продукты используют для питания космонавтов, больных, нуждающихся в стерильной диете. Токсикологические исследования облученных продуктов проводят на многих поколениях животных. Ведутся также радиационно-химические исследования физиологического действия веществ, образующихся при облучении.

Описанная технология не может быть использована для стерилизации продуктов, которые применяются в сыром виде или качество которых ухудшается при замораживании и размораживании. Радиационное консервирование свежих овощей и фруктовых соков может производиться в герметичных банках. Предварительно их прогревают до температуры (80...85)°С для инактивации ферментов и затем облучают дозой (15...20) кГр.

В ряде случаев представляет интерес частичное или временное подавление жизнедеятельности микроорганизмов в свежих скоропортящихся продуктах для продления срока их хранения, например, на одну – две недели. С этой целью дозой (1...3) кГр облучают землянику, малину, черешню, персики, виноград, помидоры и др. В течение нескольких недель при температуре (2...4)°С сохраняется мясо, упакованное в полимерные пленки в вакууме и облученное дозой (1...6) кГр. Помимо обработки пищевых продуктов представляет также интерес стерилизация сырья кожевенной промышленности для обеспечения сохранности при хранении и транспортировке.

По-видимому, для радиационной обработки продуктов может быть использовано и тормозное излучение с энергией до (10...11) МэВ, так как возникающая при этом наведенная активность в течение нескольких суток спадает до уровня естественного фона.

В ближайшем будущем возможно широкое использование облучения для консервации пищевых продуктов.

#### Дезинсекция зерна.

Как известно, проблема сохранения сельскохозяйственных культур от уничтожения насекомыми-вредителями является одной из основных проблем сельского хозяйства. Помимо борьбы с вредителями на полях необходимы меры защиты собранного урожая в хранилищах. Вместе с дёрном и другими культурами туда попадают насекомые, популяция которых уничтожает заметную часть урожая: (5...10) % общемирового сбора зерна, до 50 % в странах с жарким климатом.

Основной метод защиты, применяемый в настоящее время, – химическая обработка зерна (бромистым метилом, хлорпикрином и др.) в хранилищах и при перевозке (на определенных перевалочных пунктах). Недостатками такой обработки являются высокая стоимость и опасность сохранения токсичных веществ в продукте. Исследование показало, что при облучении зерна дозой (100...200) Гр большинство вредителей становятся стерильными и через две-три недели погибают. Такая обработка зерна называется радиационной дезинсекцией. Доза облучения несколько сот грей не ухудшает качества пшеницы, кукурузы, гороха, гречихи, риса и других продуктов. Во многих странах органами здравоохранения выданы разрешения на проведение радиационной обработки зерна дозой (500...1000) Гр. В России выдано разрешение на дезинсекцию зерна и сушеных фруктов дозой 1000 Гр, сухих пищевых концентратов 700 Гр, а также на промышленное облучение зерна электронами энергией до 4 МэВ; с 1980 г. на Одесском портовом элеваторе работает опытно-промышленная установка для радиационной дезинсекции зерна.

Дезинсекция зерна в течение некоторого времени обеспечивает частичную защиту зерна от повторного заражения, так как плодовитость вновь попавших необлученных вредителей уменьшается из-за спаривания со стерильными особями. Аналогичный метод, как известно, применяют для подавления популяции насекомых-вредителей в естественных условиях: специально выращенных и стерилизованных насекомых выпуска-

ют в поле. Так, в США в шт. Флорида в конце 50-х годов на площади 130 тыс. кв. м была осуществлена программа по уничтожению мухи *Callitroga*. С 1979 г. начаты рассчитанные примерно на десять лет работы по уничтожению этой мухи на островах Анами и Окинава (Япония).

Преимущества радиационной обработки сельскохозяйственных продуктов перед химической заключаются в меньшей стоимости, отсутствие опасности заражения продуктов, высокой производительности технологии при непрерывном облучении на потоке.

Предпосевное облучение семян.

Облучение растений и живых организмов может приводить к ускорению деления клеток (иногда на короткий промежуток времени) и соответственно к повышению скорости роста или размножения. Разработано несколько концепций стимулирующего влияния малых доз ионизирующих излучений. По одной из наиболее распространенных гипотез облучение стимулирует ряд физиолого-биохимических процессов, что обуславливает более интенсивный рост и развитие.

Стимулирующее действие доз облучения до нескольких десятков грэй нашло широкое распространение в растениеводстве. Оно проведено на многих сельскохозяйственных растениях – зерновых, овощных, технических, кормовых и др. Основная цель предпосевого облучения – увеличение всхожести, урожайности, повышение качества.

Замедление прорастания сельскохозяйственных продуктов при хранении.

При хранении в течение нескольких месяцев сельскохозяйственных продуктов возникает проблема предохранения их от прорастания. Наряду с понижением температуры и созданием бескислородной среды существует возможность использования ионизирующего излучения. Так, облучение дозой (50...150) Гр предотвращает прорастание картофеля в течение (5...10) мес. при обычной температуре хранения. Более высокие дозы могут привести к нежелательным изменениям, в частности при длительном хранении к превращению крахмала в сахар. Облучение проводят через несколько недель после сбора. При обработке пучком электронов дозы можно увеличить до (300...500) Гр, так как происходит радиационное повреждение только наружного слоя (где в основном расположены глазки). При этом срок хранения увеличивается на несколько месяцев. Однако облучение электронами невозможно проводить непосредственно в контейнерах. Кроме того, воздействию электронов не подвергаются точки роста, находящиеся глубоко в клубнях.

Репчатый лук облучают непосредственно после уборки дозой около 100 Гр. В ряде стран даны разрешения на обработку картофеля и лука дозой около 150 Гр.

Радиационная селекция.

Ионизирующие излучения являются мощным мутагенным фактором, и их использование в радиационной селекции сельскохозяйственных растений привело к созданию большого количества новых сортов с хозяйственно ценными признаками. Генетические изменения (мутации) происходят и в ходе естественной эволюции под воздействием химических факторов, космического излучения и др. При облучении частота мутаций возрастает во много раз. Нарушение структуры такого или иного участка биомолекулы носит случайный характер и в основном приводит к ухудшению качества растения. Потенциально полезной являясь малая часть мутаций. Несмотря на это при облучении могут появиться настолько ценные характеристики растений, что оправдываются значительные затраты по отбору растений с полезными изменениями. Были найдены методы целенаправленного воздействия на растения в целях изучения необходимых модификаций, в частности, изменение условий облучения – температуры, среды, влажности, из-

менение содержания некоторых элементов в клетке, условий хранения после облучения, выбор оптимального периода в развитии растения.

Типичные дозы при радиационной селекции – (100...300) Гр. При этом чаще всего производят облучение семян. Нежелательные мутации, возникающие в растении наряду с полезными признаками, можно устранить селекционными методами. Применяют сочетание облучения с гибридизацией: облучение позволяет преодолеть нескрещиваемость различных видов растений; возможно скрещивание радиационных мутантов и др. В ряде случаев новый признак проявляется не в первом, а в последующих поколениях растений. Для селекции применяют тормозное и  $\gamma$ -излучение, а также быстрые нейтроны, которые иногда оказываются более действенными.

С помощью радиационной селекции выведены высокоурожайные, а также раннеспелые и неполегающие сорта пшеницы. В значительной мере благодаря этому методу в ряде стран произошла так называемая зеленая революция – создание и внедрение новых, существенно более урожайных сортов пшеницы и других растений. Так, в Мексике урожай пшеницы с 1959 по 1970 г. вырос в 4,5 раза, в Индии за 1967–1969 гг. – в 1,5 раза. По данным ФАО и МАГАТЭ в мире районировано более 400 радиационно-мутантных сортов, и это число продолжает расти. В СССР методом радиационной селекции были выведены пшеница «Новосибирская-67», ячмень «Обский» и др. С помощью облучения созданы растения, устойчивые к низкой температуре и определенным болезням, содержащие больше белка.

#### Биоматериалы.

Для различных медицинских целей требуются материалы, совместимые с живой тканью, в частности, они необходимы при имплантации в организм искусственных сосудов или других искусственных элементов. Эффективность воздействия лекарственных препаратов во многих случаях можно существенно увеличить, если они фиксируются с биосовместимым веществом и вводятся на длительное время в организм, чаще всего – в пораженное место. Как правило, биоматериалы представляют собой полимер, взаимодействие с которыми живой ткани не вызывает каких-либо нежелательных последствий. Одна из основных характеристик таких полимеров – способность к поглощению жидкости. Наилучшими для имплантации являются гидрогели – вещества, поглощающие и удерживающие внутри структуры значительную фракцию воды (обычно более 10 %). Гидрогели во влажном состоянии имеют «резиновую» консистенцию и внешнее сходство с живыми мягкими тканями. Такие вещества обеспечивают минимальное механическое раздражение и допускают диффузию органических веществ с малой молекулярной массой. Существенным свойством гидрогелей является низкое натяжение на границе раздела между поверхностью гидрогеля и водным раствором, что обеспечивает минимальное взаимодействие с белками и, соответственно, минимальную опасность образования тромбов или инициирования различных механизмов отторжения. Для обеспечения необходимой формы гидрогели сочетают с механически прочным носителем – обычно гидрофобным полимером; требуемый биоматериал создают радиационной прививкой гидрогеля на носитель. При этом, варьируя соотношение гидрофильных и гидрофобных веществ, можно в широких пределах менять строение и состав полимеризованных прививкой материалов.

Для создания биоматериалов используют полимеризацию, привитую сополимеризацию мономеров и полимеров, сшивание. Достоинства радиационной технологии – проведение процесса при комнатной температуре, отсутствие добавок (последующее выделение которых в организме нежелательно), в некоторых случаях – одновременная стерилизация. Биоматериалы изготавливают в виде полых волокон, трубок, пленок, мембран, микросфер, формованных изделий. В качестве биоматериалов могут быть приме-



нены, например, афлон, тефлон, афлас, к поверхности которых привита диметилакриловая кислота. Прививка существенно улучшает кровесовместимость этих полимеров.

Одно из первых применений биоматериалов – контактные линзы, в настоящее время также искусственные сосуды, поверхности ортопедических суставов и медицинских инструментов. Биоматериалы используют в качестве основы для иммобилизации биологически активных веществ – ферментов, антител, антибиотиков, антитромбогенных веществ и др. Иммобилизованные лекарственные вещества имеют ограниченную подвижность и, постепенно растворяясь, вводятся в организм.

### 7.3. Обработка отходов

Огромное количество жидких, твёрдых и газообразных отходов промышленности, сельского и коммунального хозяйства создаёт проблему их обезвреживания и утилизации. Первоначальная идея использования ионизирующего излучения в этой сфере заключалась в дезинфекции сточных вод. Однако затем появились работы, указывающие на возможность применения пучков ускорителей в целях разрушения вредных органических соединений и улучшения физико-химических свойств сточных вод, что облегчило бы их последующую обработку. В настоящее время излучение используют для обработки отходов во всех трёх агрегатных состояниях для биологической инактивации и химического преобразования. Основные усилия сосредоточены на стоках городских канализационных систем, на промышленных сточных водах и очистке газовых выбросов в атмосферу.

Процессы в газовой фазе.

*Радиационную очистку газов* промышленных предприятий изучают в течение последних десяти лет. Наиболее вредными примесями, образующимися при сжигании нефтяного, угольного топлива и ряда других веществ, являются двуокись серы  $SO_2$  и окислы азота  $NO_x$  (в основном  $NO$ ). Содержащуюся в отходящем газе  $SO_2$  можно связать с помощью щелочных растворов. Удаление  $NO$  представляет значительную трудность из-за низкой реакционной опасности; пока не имеется эффективных промышленных методов очистки газов от  $NO$ . Один из методов радиационной очистки газа состоит в том, что в него добавляют аммиак  $NH_3$ . Под действием излучения происходит реакция окислов азота и серы с аммиаком. Образующиеся частицы солей аммония захватываются электрофильтром. При температуре газа около  $70^\circ C$  и дозе облучения порядка  $10 \text{ кГр}$  удаляется до  $80 \%$   $NO_x$  и до  $98 \%$   $SO_2$ . В ближайшие годы возможно промышленное внедрение этого процесса.

Другая радиационно-химическая реакция в газовой фазе, представляющая интерес для промышленного использования, – *радиационная очистка электролитического хлора от водорода*. Растущая потребность в хлоре в различных технологических процессах требует увеличения его производства, а также транспортировки на значительные расстояния. Для перевозки хлор сжижают, что требует очистки его от примесей водорода до взрывобезопасного уровня – менее  $4 \%$  по объему. В получаемом при ртутном радиолизе электролитическом хлоре содержится  $\sim 1 \%$  водорода, что приводит к возникновению взрывоопасности при сжигании хлора до  $\sim 80 \%$ . Известные методы очистки – термохимическая, фотохимическая, а также электролитический разряд – на находят промышленного применения из-за большого потребления энергии и соответственно высокой стоимости.

При радиационной очистке под действием излучения образуется атомарный хлор, вступающий в реакцию с водородом. Возникает цепная реакция  $Cl_2 \rightarrow 2Cl$ ;  $Cl + H_2 \rightarrow HCl + H$ ;  $H + Cl_2 \rightarrow HCl + Cl$  и т. д. Однако вследствие наличия в хлоре кроме водорода паров воды и других примесей параллельно с увязыванием водорода идет ряд реакций, приводящих к обрыву цепи, образованию водорода (в частности, радиолиз воды) и другим эффектам, затрудняющим основной процесс.

Изучают возможность *радиационной фиксации азота* из атмосферы. Под действием облучения образуются окислы азота, которые затем улавливаются. Однако из-за ряда конкурирующих процессов выход полезного продукта настолько мал, что этот метод пока экономически не целесообразен.

Ведутся также исследования радиационного синтеза органохлорсиланов, синильной кислоты, фосгена, гидразина, нитрилов и других соединений. Возможно использование облучения для получения водорода из метана, разложения двуокиси углерода, получения хлорвинила, стирола.

Стерилизация сточных вод.

Очистка промышленных и коммунальных стоков представляет достаточно сложную проблему, особенно в районах с высокой плотностью населения. Осадки сточных вод содержат полезные органические и неорганические вещества и могут быть использованы в качестве удобрения в сельском хозяйстве и добавок к корму животных. Помимо разрушения вредных синтетических веществ, содержащихся в стоках они должны быть обработаны в целях уничтожения патогенных микроорганизмов.

Если принять, что для дезинфекции первичных канализационных стоков достаточна доза не более 0,1 Мрад (1кДж) и что на душу городского населения приходится ежедневно 300 л первичных вод, то для города с миллионным населением потребовалось бы радиационная мощность не менее 3 МВт, т. е. работа порядка сотни мощных ускорителей. Реализация такого показателя не представляется реальной в ближайшие годы. Однако радиационная обработка ила, образующегося в отстойниках очистных сооружений представляется весьма реальной, так как объём ила на два порядка меньше. Удаление и утилизация ила является серьёзной и насущной проблемой.

Ил представляет взвесь с содержанием твёрдых частиц в несколько процентов. Частицы имеют в основном органическое происхождение. В иле присутствуют многочисленные виды микроорганизмов, паразитов и вирусов, в том числе возбудителей опасных заболеваний. До сих пор основным видом утилизации ила является его использование в качестве удобрений. Однако это не устраняет необходимости в дезинфекции ила. Обычными методами дезинфекции ила является его пастеризация (нагрев до 70 °С), а также сильное хлорирование, обработка хлорной известью. Отметим, что нагрев сопровождается выделением зловонных газов и паров, а хлорирование или известкование приводят к трудностям последующей утилизации.

Преимуществом радиационной обработки ила является высокая надёжность дезинфекции при исключении нагрева и внесения посторонних веществ. В литературе приводятся данные о необходимой дозе в (0,2...0,45) Мрад. Сдерживающим фактором пока остаётся относительно высокая стоимость. Однако постоянная тенденция к снижению стоимости облучения на ускорителях и, одновременно, к повышению расходов на обработку отходов вероятно позволит добиться экономически выгодного процесса. С практической точки зрения наиболее выгодны ускорители электронов на энергии (1...3) МэВ. Имеющиеся в настоящее время опытные установки в США, Германии и других странах подтверждают перспективность лучевой обработки канализационных илов с последующим их использованием в сельском хозяйстве.

## Список литературы

1. Березина Н.М., Каушанский Д.А. Предпосевное облучение семян сельскохозяйственных растений. – М.: Атомиздат, 1975.
2. Борисов Е.А., Райчук Ф.З., Ширяев Г.В. Технология радиационно-химического производства бетонно-полимерных и древесно-пластмассовых материалов. – М.: Энергоиздат, 1976.

3. Финкель Э.Э., Брагинский Р.П. Нагревостойкие провода и кабели с радиационно-модифицированной изоляцией. – М.: Энергия, 1976.
4. Рачинский В.В. Курс основ атомной техники в сельском хозяйстве. – М.: Атомиздат, 1978.
5. Шубин В.Н., Брусенцова С.А., Никонорова Г.К. Радиационно-полимеризационная очистка производственных стоков. – М.: Атомиздат, 1979.
6. Джагатцпанян Р.В., Косоротов В.И., Филиппов М.Т. Введение в радиационно-химическую технологию. – М.: Атомиздат, 1979.
7. Эйдхаус А.Х. Физико-химические основы радиобиологических процессов и защиты от излучения. – М.: Атомиздат, 1979.
8. Перцовский Е.С., Сахаров Э.В., Долинин В.А. Применение радионуклидов и излучений в пищевой промышленности. – М.: Атомиздат, 1980.
9. Пикаев А.К. Современная радиационная химия. – М.: Наука, 1985.
10. Абрамян Е.А. Промышленные ускорители электронов. – М.: Энергоатомиздат, 1986.
11. Рябухин Ю.С., Шальнов А.В. Ускоренные пучки и их применение. – М.: Атомиздат, 1980.

## ГЛАВА 8. ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ

### 8.1. Дозиметрические единицы в лучевой терапии

Применение *лучевой терапии* (ЛТ) связано с воздействием на биологические ткани различных видов ионизирующего излучения. Количественное описание этих процессов использует известные дозиметрические величины и термины (переданная энергия, поглощенная и экспозиционная дозы, изодозы, градиент дозы и проч.). Вместе с тем, в радиобиологии до сих пор широко используют устаревшие внесистемные единицы (*рад* – для поглощенной дозы, *рентген* – для экспозиционной дозы) и внесистемные специфические характеристики (ОБЭ – для учёта биологической эффективности различных видов излучений). Поэтому для адекватного восприятия материала этой главы полезным будет вспомнить некоторые сведения об основных дозиметрических понятиях и величинах, используемых в ЛТ.

Ионизирующее излучение.

Взаимодействие излучения, испускаемого радионуклидами, ускорителями заряженных частиц, рентгеновскими трубками, ядерными реакторами, с веществом приводит к образованию положительно и отрицательно заряженных ионов. Все виды излучения, способные вызывать ионизацию, называют *ионизирующим излучением* (ИИ). Различают *непосредственно ионизирующее излучение* – это поток заряженных частиц (протонов, электронов, альфа-частиц и др.), энергия которых достаточна для ионизации атомов и молекул вещества; и *косвенно ионизирующее излучение* – это поток незаряженных частиц (гамма-квантов и нейтронов), которые могут создать в веществе вторичное ионизирующее излучение за счёт различных атомных и ядерных процессов. В результате взаимодействия потоков первичных и вторичных частиц с веществом в элементарном объёме поглощается некоторая часть их энергии, которая называется поглощённой энергией. Этот процесс зависит сложным образом от сорта первичных частиц, их энергии и от характеристик вещества.

Поглощённая доза.

Основной величиной, которая определяет результат воздействия ИИ на облучаемый объект, является поглощённая доза (или доза). Радиобиологический эффект однозначно связан с дозой и часто пропорционален ей. Доза (D) определяется, как величина энергии ионизирующего излучения, переданная веществу:

$$D = dE/dm, \quad (8.1)$$

где  $dE$  – средняя энергия, переданная ионизирующим излучением веществу, находящемуся в элементарном объёме, к массе вещества  $dm$  в этом объёме. Единица поглощенной дозы – грей (Гр).  $1 \text{ Гр} = 1 \text{ Дж/кг}$ . Использувавшаяся ранее внесистемная единица поглощенной дозы – рад соответствует  $0,01 \text{ Гр}$ .

Поглощённая доза излучения, отнесённая к единице времени, называется мощностью поглощённой дозы излучения (или мощностью дозы).

Понятие «поглощённая доза» является универсальной энергетической характеристикой и применимо для всех типов частиц и всех энергий ИИ, а также для всех типов веществ.

В ЛТ важное значение имеет пространственное распределение поглощённой дозы. Для его характеристики используют такое понятие, как *изодозы*. Если картину дозного поля рассматривать в двух измерениях, то изодозы будут представлять собой линии, связывающие точки дозного поля с одинаковыми значениями поглощённой дозы.

Для характеристики, с одной стороны, эффективности, а с другой, безопасности облучения для пациента используют понятие *интегральной дозы*. Интегральная доза это энергия излучения, поглощённая во всей массе облучаемого вещества. Единицей её измерения является джоуль (ДЖ). При равных значениях поглощённой дозы в опухоли необходимо стремиться к минимальной интегральной дозе в теле пациента.

Экспозиционная доза.

*Экспозиционная доза (ЭД)* это мера ионизационного действия фотонного излучения, определяемая по ионизации воздуха в условиях электронного равновесия, т. е. если поглощенная энергия излучения в некотором объёме равна суммарной кинетической энергии ионизирующих частиц (электронов и позитронов), образованных фотонным излучением в том же объёме среды. ЭД представляет собой отношение суммарного заряда  $dQ$  всех ионов одного знака, созданных в элементарном объёме воздуха массой  $dm$ , к массе воздуха в этом объёме:

$$X = dQ/dm. \quad (8.2)$$

Понятие экспозиционной дозы принято только для фотонного излучения с энергией до 3 МэВ. Единица ЭД в СИ – кулон на килограмм (Кл/кг). Внесистемная единица ЭД – рентген (Р). Рентген это единица ЭД фотонного излучения при которой в 0,001293 г воздуха создаётся (в результате завершения всех ионизационных процессов)  $2,08 \cdot 10^9$  ионов каждого знака. Между системными и внесистемными единицами имеется связь:

$$1\text{Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}; 1\text{Кл} = 3,876 \cdot 10^3 \text{ Р}.$$

Из определения системной и внесистемной единиц поглощенной и экспозиционной доз можно найти их энергетические эквиваленты. В условиях электронного равновесия поглощённая доза в воздухе при экспозиционной дозе в 1 Кл/кг составляет 33,85 Гр, а при экспозиционной дозе в 1Р – 0,873 рад.

Относительная биологическая эффективность излучения.

Радиобиологическое действие излучения зависит не только от поглощённой дозы но и от сорта налетающих частиц. Это связано с тем, что разные частицы создают разную плотность ионизации в веществе. Для сравнения биологических эффектов, создаваемых при одинаковой поглощённой дозе различными видами излучения, ввели понятие *относительно биологической эффективности (ОБЭ)*. Под ОБЭ рассматриваемого излучения понимают отношение поглощенной дозы образцового рентгеновского излучения ( $D_{обр}$ ) к поглощённой дозе рассматриваемого излучения ( $D_x$ ), при условии, что оба вида излучения вызывают одинаковый радиобиологический эффект:

$$\text{ОБЭ}_x = D_{обр}/D_x, \quad (8.3)$$

где  $D_{обр}$  и  $D_x$  – дозы образцового и рассматриваемого излучений соответственно.

В качестве образцового (эталонного) рассматривают рентгеновское излучение с энергией 200 кэВ. В ЛТ для редкоионизирующего излучения (фотоны, электроны) ОБЭ принято за единицу. Для плотноионизирующего излучения (нейтроны, тяжёлые заряженные частицы) ОБЭ больше единицы и сложным образом зависит от сорта излучения, энергии, дозы.

Зависимость ОБЭ от типа излучения и от его энергии проявляется через зависимость от *линейной передачи энергии (ЛПЭ)* излучения. Часто употребляемое понятие в лучевой терапии ЛПЭ это отношение энергии  $dE$ , локально переданной веществу заряженными частицами на некотором пути, к длине этого пути  $dl$ :

$$\text{ЛПЭ} = dE/dl. \quad (8.4)$$

Заметим, что ОБЭ не является физической величиной и употребляется только в радиобиологии. В радиационной защите для учёта биологической эффективности излучения вместо ОБЭ используют *коэффициент качества излучения*.

## 8.2. Методы лучевой терапии

Лучевая терапия – это метод лечения злокачественных образований путём воздействия на них пучком ионизирующего излучения. Обычно ЛТ применяется в сочетании с хирургией и химиотерапией, но в некоторых случаях является практически единственным средством лечения. Под излучением здесь имеются ввиду потоки –  $\gamma$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$  – частиц, пучки быстрых электронов, протонов, нейтронов, тяжёлых ионов, мезонов и тормозного излучения. Все источники излучения, используемые в ЛТ, разделяются на 2 группы:

- Радионуклиды терапевтического назначения (самый распространённый из них –  $^{60}\text{Co}$ );
- Ускорители заряженных частиц, включая рентгеновские трубки, нейтронные генераторы и др.

Механизмы взаимодействия с веществом определяются сортом частиц, их энергией, но достигаемый результат одинаков: под действием излучения происходит ионизация атомов среды. Принцип лучевого воздействия на злокачественные опухоли довольно прост. Необходимо разрушить или повредить, лишив способности к размножению, максимальное количество злокачественных клеток. При этом крайне желательно, чтобы по возможности не повреждались здоровые клетки организма человека, расположенные рядом с опухолью.

Главным препятствием для достижения уровня облучения, оптимального для поражения данной опухоли, является опасность лучевого повреждения здоровых тканей, как находящихся на пути пучка, так и в самом очаге опухоли. Чтобы снизить данный риск применяют метод облучения опухоли с различных направлений, когда доза в очаге значительно превышает дозу на каждом входе. Но и в этом случае, очаговая доза не должна превышать определённого значения в 6000 рад за весь цикл лечения (~ 6 недель). Существенное превышение этой величины приводит к необратимому опустошению популяции нормальных клеток в очаге с последующим некрозом. При глубоком расположении опухоли проблема обостряется из-за переоблучения здоровых тканей на пути пучка и в зоне опухоли. Поэтому встаёт вопрос о подведении необходимой дозы непосредственно к очагу заболевания. Решение этой задачи связано с использованием пучков протонов, тяжёлых ионов,  $\pi$ -мезонов и нейтронов.

Другой фактор, ограничивающий возможности ЛТ – недопустимость чрезмерного поглощения энергии во всём теле, т. е., *предел по интегральной поглощенной дозе*. Поэтому стратегия современной лучевой терапии состоит в стремлении:

- а) локализовать радиационное воздействие;
- б) уменьшить до минимума интегральную дозу.

Приведённые ограничения приводят к тому, что требуемый уровень выживаемости опухолевых клеток может быть достигнут не всегда, а только для особо радиочувствительных опухолей и для опухолей небольших по размеру. Один из факторов, влияющих на радиочувствительность клеток, – это концентрация атомов кислорода в их тканях. Злокачественные клетки по своей структуре являются неоднородными образованиями. Они состоят из клеток с высоким содержанием кислорода (оксигенизированных клеток) и клеток с низким содержанием кислорода (гипоксических клеток). Кислородным эффектом (КЭ) называют повышение радиочувствительности клеток биологической ткани в присутствии кислорода. Присутствие кислорода уменьшает выживаемость клеток, по-

этому при облучении оксигенизированных клеток определённый уровень выживаемости достигается при меньших дозах облучения, чем при облучении гипоксических клеток. Во многих случаях, когда опухоль радиоустойчива по своей природе или опухоль велика, а концентрация атомов кислорода в её центре мала, лечение методами ЛТ недостаточно эффективно и остаётся вероятность рецидива. КЭ проявляется в различной степени при использовании различных типов ионизирующего излучения. Установлено, что для редкоионизирующего излучения (электроны, фотоны) он проявляется в большей степени, чем для плотноионизирующего (протоны, нейтроны, альфачастицы). Существование КЭ создаёт дополнительные предпосылки для достижения главной цели ЛТ – уничтожения максимального числа опухолевых клеток при наименьшем поражении нормальных тканей. При этом появляются три возможности:

- 1) повысить концентрацию кислорода в опухолевых клетках;
- 2) снизить её в нормальных тканях, окружающих опухоль;
- 3) использовать плотноионизирующее излучение.

Важное значение имеет временной режим облучения: его обычно разбивают на ряд фракций, проводят в несколько приемов в течение ряда недель. Такой фракционный ритм лечения способствует частичному восстановлению здоровых тканей, подвергнувшихся облучению. Этот положительный факт связан с различиями в реакции на радиацию злокачественных и здоровых клеток: здоровые клетки быстрее восстанавливаются!

Дополнительный аргумент в пользу длительного курса облучения – улучшение снабжения кислородом опухолевых клеток по мере уменьшения их размеров.

### 8.3. Тормозное излучение в ЛТ

В настоящее время в нашей стране в целях ЛТ наиболее массово используются пучки тормозного излучения (ТИ) электронов, ускоренных в электронных ускорителях. Максимальная энергия электронов в медицинских ускорителях обычно не превышает 40 МэВ. Главное достоинство ТИ как инструмента ЛТ – большая проникающая способность. Используя несколько направлений облучения, можно создать максимум дозы практически на любой глубине нахождения опухоли в теле больного.

Важное значение имеет т. н. граничный эффект. Он заключается в том, что часть вторичных электронов покидает тело из поверхностных слоёв, поэтому положение максимума поглощённой дозы смещено вглубь. Смещение зависит от вида излучения и от энергии частицы (см. рис. 8.1). Например, для ТИ с максимальной энергией  $E = 30$  МэВ эта глубина в ткани единичной плотности – 5 см, а для  $\gamma$ -излучения  $^{60}\text{Co}$  ( $E = 1,17$  и  $1,33$  МэВ) – 6 мм.

Одним из наиболее важных понятий лучевой терапии является поле, характеризующее пространственную картину распределения поглощенной энергии в облучаемом теле (его называют иногда *дозным полем*). Вид этой пространственной картины определяется возможностями используемого источника облучения. Дозное поле по форме должно быть как можно более «узким» в поперечном к пучку направлении. На рис. 8.2 приведен набор изодозных кривых, объединяющих точки с одинаковыми значениями поглощенной дозы для фотонного и электронного излучения различной энергии. Форма дозных полей ТИ (в поперечном направлении) наиболее оптимальна, т. к., приближается к форме узкого прямоугольника. Это свойство и обеспечивает ТИ широкое применение для терапии глубокорасположенных очагов – легких, пищевода, мочевого пузыря, а также в тех случаях, когда особенно важно щажение нормальных тканей.

Общие требования к пучку ТИ:

- 1) высокая интенсивность;
- 2) узкая направленность;
- 3) возможность размещения источника ТИ в нужном положении относительно больного;

- 4) возможность перемещения  $\gamma$ -источника (или больного) при ротационном или маятниковом режиме облучения.

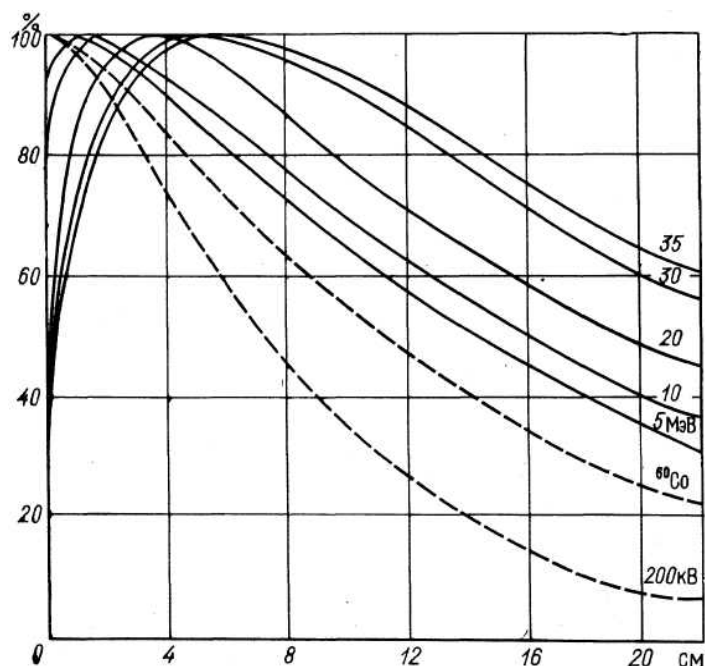


Рис. 8.1. Глубинное распределение относительной поглощенной дозы.  
Сплошные линии — тормозное излучение электронов с энергией 35, 30, 20, 10 и 5 МэВ.  
Пунктир — излучение нуклида  $^{60}\text{Co}$  и излучение рентгеновской трубки ( $U = 200$  кВ)

Требование (1) связано с требованием сокращения процедуры облучения и необходимостью острой коллимации пучка излучения. Обычно мощность дозы составляет  $\geq (500 \dots 600)$  рад/мин на расстоянии 1 м. Требование (2) обусловлено необходимостью «хорошей» геометрии для обеспечения высокой контрастности картины дозного поля в зоне облучения.

Для генерации ТИ используют обычно бетатроны и линейные ускорители. ТИ ускорителей образуется при торможении ускоренных электронов в мишенях из тяжёлоатомных материалов.

Первым ускорителем, специально приспособленным для медицинских целей, был бетатрон, созданный Д. Керстом (США) сразу после окончания Второй мировой войны. Первым центром в СССР, где в конце 50-х годов прошлого века начались работы по использованию бетатронов для ЛТ, явился город Томск. Возможность такого лидерства была обусловлена тем, что в те годы в Томском политехническом институте интенсивно велись исследования по ускорительной технике. К 1959 г. В центрах ЛТ в мире использовалось 32 бетатрона. Однако в дальнейшем из-за невысокой мощности дозы в пучке ТИ бетатроны уступили линейным ускорителям (ЛУ). Первый медицинский ЛУ с энергией 4 МэВ был установлен в 1952 г. в Хаммерсмитском госпитале в Лондоне. Сегодня в ЛТ происходит широкое внедрение ЛУ, которые мощнее бетатронов по параметрам излучения и экологически безопаснее радионуклидных источников. В настоящее время в различных медицинских центрах мира эксплуатируется более 4 тысяч ЛУ.

Линейные ускорители, как источники ТИ и электронов, обладают и другими преимуществами: менее громоздкой конструкцией, простотой обслуживания, большей стабильностью и надёжностью. Размеры полутеней дозного поля у них меньше (контрастность выше). Однако, начиная примерно с  $E_e = 20$  МэВ, чрезмерно возрастает стоимость ускорителя.



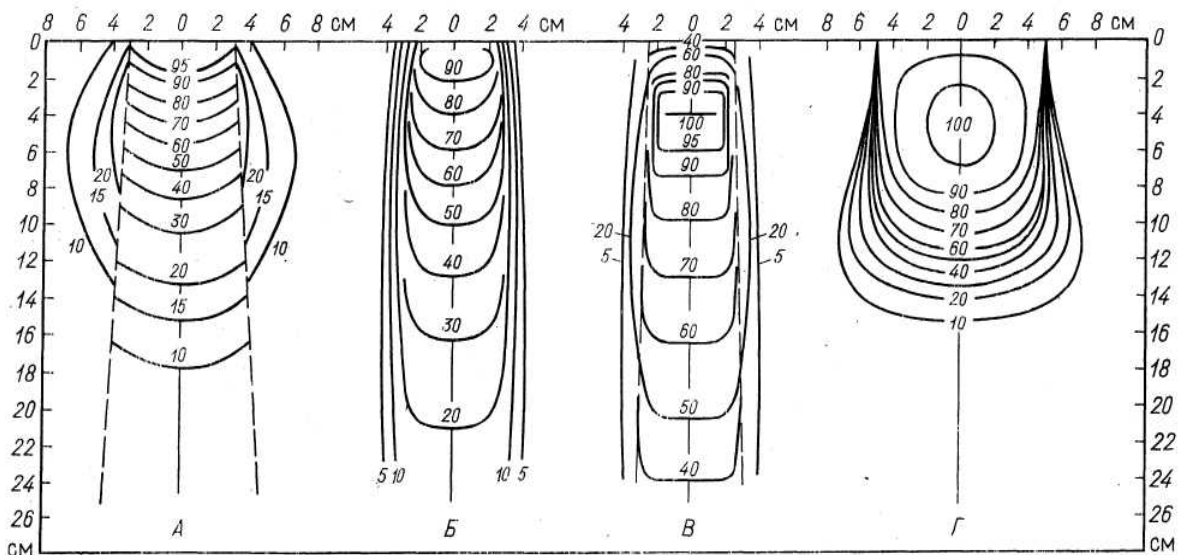


Рис. 8.2. Изодозы, создаваемые пучками излучения рентгеновской трубки с напряжением 200 кВ (А), излучения нуклида  $^{60}\text{Co}$  (Б), тормозного излучения электронов с энергией 25 МэВ (В) и электронами с энергией 30 МэВ (Г)

Примером медицинского ЛУ может служить ускоритель фирмы VARIAN. Его конструкция позволяет выбрать одну из 5 энергий фотонного (6, 8, 10, 16, 24 МэВ) и одну из 8 энергий электронного пучков (4, 6, 9, 12, 15, 16, 18 и 20 МэВ). Основой системы генерации пучков излучения в данном ЛУ является запатентованная фирмой VARIAN технология, позволяющая генерировать тормозное или электронное излучение с мощностью дозы до 4 Гр/(мин·м) при стабильности энергии  $\pm 3\%$ . Управление ускорителем осуществляется компьютерной системой, обеспечивающей высокую точность проведения процедур ЛТ. Комплекс оснащён лечебным столом, который также работает под управлением компьютера.

Примером ЛУ, который является источником только ТИ, может служить ЛУ SL75-МТ. Этим аппаратом оснащаются сейчас онкологические учреждения России. Его медико-технические характеристики приведены ниже:

максимальная энергия фотонов, МэВ .....	6;
максимальная мощность дозы фотонного излучения в изоцентре, Гр/мин .....	5;
расстояние мишень-изоцентр, см .....	100;
максимальный размер поля облучения в плоскости изоцентра, см <sup>2</sup> .....	40×40;
расстояние изоцентр-пол, см .....	118;
угол расхождения пучка, град .....	28;
потребляемая мощность, кВт .....	22,5;
режим работы ускорителя .....	двухсменный 2×6 ч, 5 дней в нед.

Современный медицинский ускорительный комплекс включает в себя комплекты коллиматоров, фильтров, и т. д., систему дозиметрического контроля. Компьютерное управление даёт возможность выполнять облучение по сложной заданной программе. Типичная пропускная способность такого комплекса – (8...12) человек/час.

При облучении больного необходимо с учётом анатомии подобрать оптимальный вариант конфигурации дозного поля. Этот вариант должен обеспечивать максимальное поражение очага болезни и минимальное повреждение окружающих тканей. Для этого применяют блоки и модификаторы луча.

*Применение блоков в лучевой терапии.* Блоками называются предметы, располагаемые между источником излучения и пациентом с целью отграничения поля лучевого

воздействия и придания ему формы. Использование блоков помогает максимально избежать облучения нормальной ткани организма. Сначала локализуют область воздействия с помощью рентгенографии. Врач-радиолог помечает на снимке участки, которые нужно исключить из облучения. Снимок становится шаблоном для пенопластового щита с выемками, которые будут заполнены легкоплавким сплавом висмута, олова, свинца и кадмия. После охлаждения блоки сплава вынимаются из пенопласта и закрепляются на прозрачном держателе с надписанным именем больного и правилами ориентировки.

Функция модификаторов луча отличается от функции блоков и заключается в изменении формы поля облучения, исключении нормальной ткани и имеет результатом большую однородность дозы в зоне лечения. К таким устройствам относятся *болюсы, клиновидные и компенсирующие фильтры*. Болюс состоит из вещества, эквивалентного ткани организма, и помещается непосредственно на поверхность тела, результатом чего является увеличение дозы в коже и других поверхностных структурах непосредственно под ним. Техника болюса используется также для выравнивания неровностей поверхности тела, тогда доза распределяется более равномерно.

#### 8.4. Облучение заряженными частицами

Электронные пучки.

Наиболее эффективным видом излучения при терапии поверхностных опухолей являются быстрые моноэнергетические электроны. Эти частицы имеют конечный пробег, а создаваемое ими распределение поглощённой дозы характеризуется достаточно протяжённой областью равномерного распределения дозы и крутым её спадом в конце пробега. Особенности облучения электронами иллюстрирует рис. 8.3.

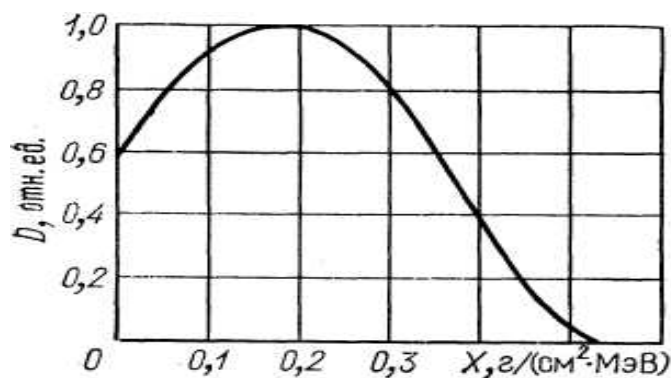


Рис. 8.3. Расчетное распределение относительной поглощенной дозы, создаваемой электронами, по глубине

То, что кривая имеет максимум, особенно выгодно, если на соответствующей глубине расположена опухоль. В отличие от фотонного излучения, нормальные ткани, находящиеся за границей максимального пробега электрона, не облучаются электронами совсем. В действительности эти ткани все же получают некоторую, хотя обычно малую, дозу за счет вторичного ТИ, возникающего в самой ткани, а также в окружающих материалах.

При облучении высокоэнергетичными электронами, которые обычно используются в терапии, глубинное распределение поглощенных доз имеет вид, показанный на рис. 8.4.

Тем не менее, электроны и при высоких энергиях, обеспечивающих возможность лечения глубоко расположенных опухолей, обладают такими достоинствами, как хороший граничный эффект, щажение тканей вне пробега электронов и высокое отношение энергии, поглощенной в очаге, к общей энергии, поглощенной пациентом (это отношение называется *коэффициентом эффективности по интегральной поглощенной дозе*).

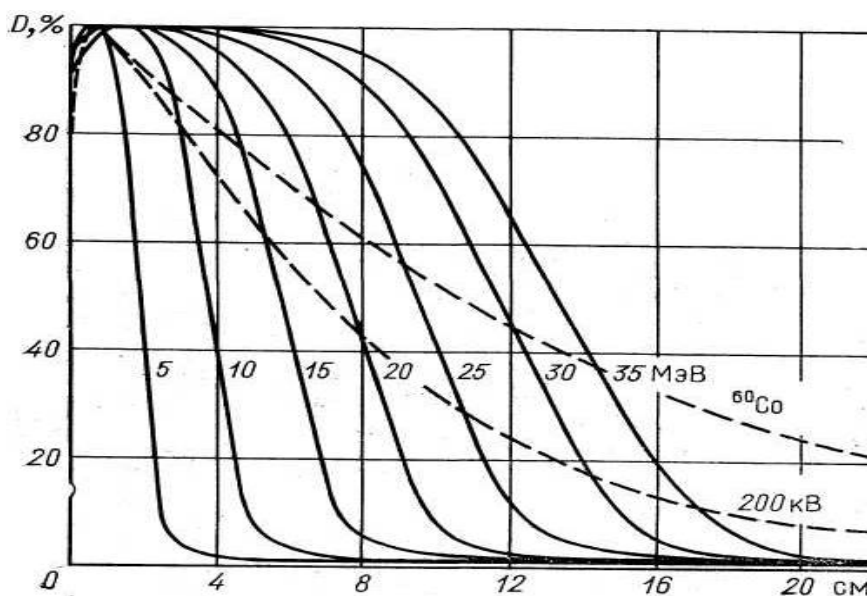


Рис. 8.4. Глубинное распределение относительной поглощенной дозы от электронов (сплошные линии), нуклида  $^{60}\text{Co}$  и рентгеновского излучения (пунктир)

Электронные пучки легко формировать с помощью приемов электронной оптики. Определенный недостаток электронов — их довольно сильное рассеяние, что размывает границы пучка в веществе. Пример поля изодоз при облучении электронами приведен на рис. 8.2 (Г).

Для быстрых электронов, которые создают весьма редкую ионизацию, необходимо учитывать при планировании и проведении лечения более низкую относительную биологическую эффективность (ОБЭ) электронов по сравнению с  $\gamma$ -излучением порядка 1 МэВ и ниже. Например, ОБЭ электронов с энергией 30 МэВ для инактивации клеток человека равна примерно около 0,5 при малых дозах и около 0,8 при дозах, типичных для одной фракции облучения электронами (400...600) рад. Поэтому для успешной электронной терапии применяют большие очаговые дозы (6500...7000) рад, чем при терапии  $\gamma$ -излучением  $^{60}\text{Co}$ , и более крупные фракции (до (500...600) рад и даже выше). При этом действие излучения на кожу сказывается меньше, чем при одинаковой дозе  $\gamma$ -излучения.

Также как и при фотонном облучении для целей проведения ЛТ электронами используются бетатроны и ЛУ. При всех преимуществах ЛУ необходимо учитывать их высокую стоимость, что сдерживает массовое применение таких машин. В качестве сравнительно недорогой альтернативы ЛУ можно предложить для ЛТ поверхностных опухолей малогабаритные бетатроны на энергию до 10 МэВ, созданные в НИИ электронной интроскопии ТПУ. В этих ускорителях удачно сочетаются экономические и технологические достоинства.

Тяжелые заряженные частицы.

**Протоны.** Терапия протонами во многом напоминает терапию электронами. Ткани, находящиеся за пределами пробега протонов, не подвергаются облучению самими протонами. Протонные пучки легко формируются электромагнитными линзами. Вместе с тем, имеется и ряд существенных различий.

Для обеспечения глубин проникновения, сравнимых с таковыми при облучении электронами, протоны должны иметь энергии порядка сотен мегаэлектронвольт. Подавляющее большинство протонов в пучке почти не изменяют прямолинейного направления своего движения в веществе. Вследствие этого границы пучка гораздо более четкие, чем для электронов. Это важно в отношении щажения нормальных тканей,

окружающих облучаемый объем. Например, протонные пучки диаметром в несколько миллиметров применяются для полного разрушения столь малого органа, как гипофиз, что показано при некоторых гормонально-зависимых формах рака. При этом расстояние между 80%-й и 20%-й изодозами измеряется долями миллиметра. Лучевая нагрузка на головной мозг, обусловленная сопутствующим излучением и вторичными нейтронами, соответствовала средней дозе менее 100 рад стандартного излучения при столь высоких дозах на гипофиз, как (20...30) тыс. рад.

Из-за почти полного отсутствия обратного рассеяния прогонов из тела дозовое распределение по глубине не обнаруживает граничного эффекта, как у электронов. Однако для тяжёлых частиц (см. рис. 8.5) наблюдается постепенный рост плотности ионизации, (т. н., *пик Брэгга*) и, далее, резкий спад.

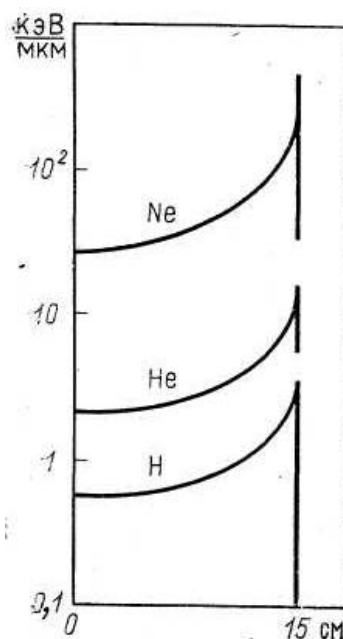


Рис. 8.5. Распределение линейных потерь энергии по глубине для тяжёлых заряженных частиц. Энергии частиц выбраны так, чтобы соответствовать пробегу 15 см в воде: протоны — 0,15 ГэВ, ионы He — 0,6 ГэВ, ионы Ne — 7 ГэВ

В области пика Брэгга, где линейная потеря энергии (ЛПЭ) протонов составляет десятки кэВ/мкм, ОБЭ протонов в отношении инактивации клеток значительно выше 1 (обычно 2...4). В то же время, на плато кривой ионизации высокоэнергетичные протоны обладают малой ЛПЭ и соответственно ОБЭ, близкой к 1. Таким образом, если опухоль или другая мишень находится на глубине пика Брэгга, то она получит не только большую, но и биологически более эффективную дозу, чем нормальная ткань. К сожалению, пик Брэгга для протонов узкий — менее 1 см. Поэтому использовать высокое значение ОБЭ для большинства опухолей не представляется возможным. Однако достоинства протонного пучка безусловно заслуживают внимания.

#### Использование пучков $\pi(-)$ -мезонов.

$\pi$  — мезоны (пионы) являются носителями взаимодействия между нуклонами и прежде были предметом изучения лишь фундаментальной физики. Однако в настоящее время отрицательные  $\pi$ -мезоны благодаря особенностям их взаимодействия с веществом нашли практическое применения в ЛТ. На большей части своего пробега они производят ионизацию, подобно быстрым электронам. В конце пути ионизационные

потери пионов возрастают (пик Брэгга), а затем они захватываются атомами, образуя пи-мезонные атомы. Далее путём каскадных переходов пионы достигают близких к ядру орбит и захватываются им. Этот процесс происходит намного быстрее, чем распад свободных пионов (время жизни  $\tau(\pi^-) = 26 \cdot 10^{-9}$  с). В ядро вносится энергия  $\sim 140$  МэВ, в результате оно разрушается с испусканием большого числа лёгких фрагментов типа  $p$ ,  $n$ ,  ${}^3\text{He}$ ,  $T$  и  $\alpha$ -частиц (образование звезды). Выделенная энергия локально поглощается в конце пробега пиона (см. рис. 2.8.) ОБЭ фрагментов распада высока и составляет по некоторым источникам 3,6. Учитывая, что проникающая способность высокоэнергетичных пионов достаточно велика, возможно эффективное облучение глубоко расположенных опухолей. Привлекательность описанных возможностей для целей ЛТ привели к созданию на базе крупных ускорительных центров лучевых терапевтических комплексов – мезонных фабрик.

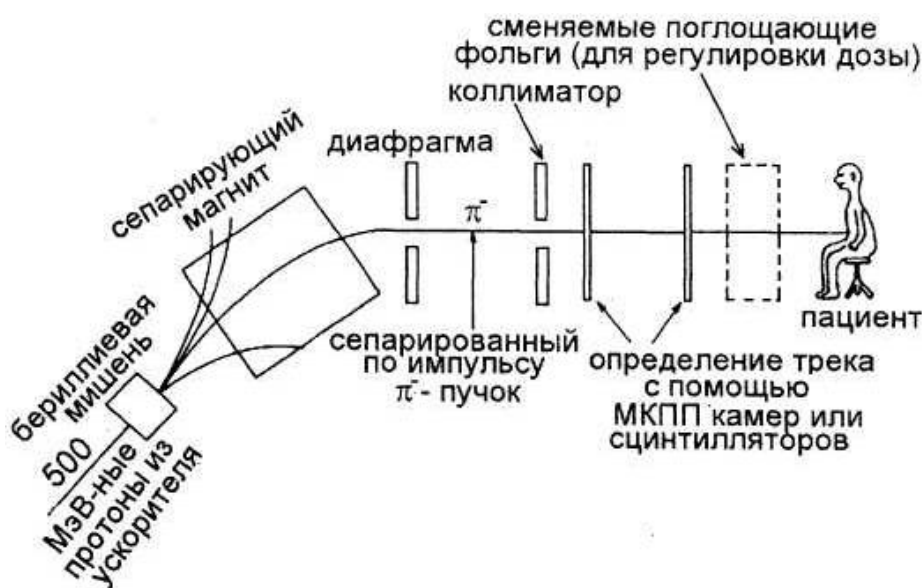


Рис. 8.6. Формирование пучка частиц для лечения опухолей (МППК – многопроволочная пропорциональная камера)

Медицинский пучок  $\pi(-)$ -мезонов обычно формируется следующим образом (см. рис. 8.6). Протонный пучок с энергией около 500 МэВ взаимодействует с легкой мишенью. Импульсный спектрометр отделяет отрицательно заряженные пионы от вторичных частиц, рождённых в мишени. Затем  $\pi$ -мезоны коллимируются для формирования моноэнергетического пучка  $\pi(-)$ -пучка, используемого для облучения.

На медицинской установке Лос-Аламосской мезонной фабрики проводится ЛТ на мезонных пучках. Энергия первичных протонов составляет 800 МэВ, а проектный ток 1 мА, что позволяет обеспечить даже в объеме 1 дм<sup>3</sup> мощность дозы не менее 50 рад/мин. Работают медицинские установки мезонных фабрик в Канаде и Швейцарии с величиной протонного тока порядка 100 мкА. Особенностями медицинской установки в Станфорде (США) является то, что бомбардирующими частицами являются электроны (500 МэВ) а для фокусировки мезонов используется сверхпроводящий магнит.

## 8.5. Облучение нейтронами

Терапия быстрыми нейтронами.

Впервые облучение злокачественных опухолей быстрыми нейтронами предпринял американский учёный Р. Стоун в 40-х годах прошлого века в клинике Калифорнийского университета. Терапия приводила к регрессии опухолей, но сопровождалась тя-

жёлтыми лучевыми поражениями окружающих тканей. Авторы, проанализировав результаты, пришли к выводу о недопустимости применения нейтронного облучения для лечения онкологических больных.

Возрождение интереса к нейтронной терапии произошло в Англии спустя три десятилетия. В госпитале Хаммерсмитта на циклотроне были возобновлены клинические испытания методов нейтронной терапии. К тому времени были проведены радиобиологические исследования, большой вклад в которые внёс Грэй. Основные особенности взаимодействия нейтронов с биологической тканью состоят в следующем:

- при облучении нейтронами наблюдается более выраженное подавление процессов пострадиационного восстановления клеток;
- радиочувствительность клеток к нейтронному облучению слабо различается в различных фазах клеточного цикла;
- выживаемость облучаемых клеток слабо зависит от концентрации в них кислорода;
- значения относительной биологической эффективности (ОБЭ), применявшиеся ранее были занижены, что приводило к передозировке.

Учёт выявленных особенностей взаимодействия быстрых нейтронов с биологической тканью привёл к успеху в развитии методов нейтронной терапии. Нейтронная терапия наиболее эффективна при опухолях, резистентных к фотонному излучению. Исходя из этого, она показана примерно 30 % онкологических больных, позволяя при правильном отборе пациентов улучшить непосредственные и отдаленные результаты лечения не менее чем на 20 %. Нейтронная терапия быстрыми нейтронами проводится в 25 развитых странах мира на специально сконструированных для медицинских целей циклотронах, специально подготовленных каналах ядерных реакторов и нейтронных генераторах. Медицинский эффект создается за счет ионизации протонами и ядрами отдачи. Получены особенно хорошие результаты при использовании нейтронной терапии не как самостоятельного средства, а в сочетании с гамма-терапией. С 1985 года около 20 тысяч больных в мире прошли такое лечение. Эту разновидность нейтронной терапии можно называть *нейтрон-соударной* в отличие от *нейтрон-захватной* терапии, при которой эффект создается за счет продуктов ядерных реакций, вызываемых замедлившимися нейтронами.

По форме создаваемого дозного поля нейтроны в общем уступают высокоэнергетическому ТИ, не говоря об электронах или протонах. Хотя при достаточно высокой энергии нейтронов можно добиться высокой степени их проникновения, граничный эффект выражен в пределах меньшей глубины, чем при облучении фотонами, обладающими тем же ослаблением в ткани. Причина этому заключается в гораздо меньших пробегах ядер отдачи. Например, максимум дозы при облучении нейтронами с энергией 14 МэВ наблюдается на глубине 2 мм, а при облучении на источнике  $^{60}\text{Co}$ ,  $\gamma$ -излучение которого ослабляется в ткани даже в несколько меньшей степени, – на глубине 6 мм. Рассеяние нейтронов значительно размывает границы пучка в теле. Основным фактором, ради которого используют быстрые нейтроны, является значительно более высокая линейная передача энергии (ЛПЭ) протонов и ядер отдачи по сравнению с электронами. При значениях ЛПЭ до сотни кэВ/мкм, наблюдаемых для протонов отдачи, относительная биологическая эффективность может достигать значений 3–4 или даже выше.

Для нейтронной терапии требуются источники, способные создавать в ткани мощность поглощённой дозы не менее 0,1 Гр/мин при расстоянии источник – облучаемая поверхность до 1 м. Подобная мощность дозы может быть достигнута на нейтронных генераторах или циклотронах.

В нашей стране впервые клинические испытания нейтронной терапии начаты в Томске в 1983 г. на циклотроне У-120 НИИ ЯФ ТПУ совместно с сотрудниками Научно-исследовательского института онкологии. С тех пор успешно проведена терапия

быстрыми нейтронами (со средней энергией 6,3 МэВ) более 700 пациентам со злокачественными новообразованиями.

Сейчас в России центры нейтронной терапии также имеются в Обнинске на основе исследовательского ядерного реактора, Гатчине (Лен. обл.). Не так давно такой Центр появился в Снежинске Челябинской области, на основе мощного генератора нейтронов.

В Обнинске исследования по терапии быстрыми нейтронами проводятся в рамках сотрудничества двух научных центров: Физико-энергетический институт и Медицинский радиологический Научный Центр РАМН. Терапия осуществляется на горизонтальном пучке реактора мощность 6 МВт с натриевым теплоносителем. Система коллиматоров-отражателей формирует достаточно широкий спектр нейтронов со средней энергией порядка 0,8 МэВ. Размер пучка достигает 10 см. Плотность потока быстрых нейтронов составляет  $3 \cdot 10^8 \text{ см}^{-2} \cdot \text{с}^{-1}$ . Типичная длительность экспозиции составляет 10...20 минут. Выполненные работы показали значительную перспективность использования пучка быстрых нейтронов в лечении запущенных радиорезистентных форм опухолей. Начиная с 1985 г. курс комплексной гамма-нейтронной терапии уже успешно проведен более 350 больным злокачественными новообразованиями головы, шеи, молочной железы, остеогенными саркомами.

В 1999 году был открыт Центр нейтронной терапии в российском ядерном центре Снежинск. Генерация 14 МэВ-ных нейтронов осуществляется сбросом дейтериевого пучка с энергией 200 кэВ, током 8 мА на тритиевую охлаждаемую мишень. Система коллиматоров-отражателей формирует на расстоянии 70 см от мишени, в месте расположения пациента, широкий спектр нейтронов со средней энергией 10 МэВ. Облучению подвергаются пациенты после прохождения гамма- или химиотерапии. Доза 2,4 Гр достигается равными порциями за 8 сеансов, каждый из которых продолжается в течение (20...40) минут в зависимости от качества мишени. К настоящему времени проведено лечение 80 больных злокачественными новообразованиями головы, щитовидной железы и лимфатических узлов области шеи, которое показало ее большую эффективность по сравнению с использованием только гамма- или химиотерапии.

Обеспечение нейтронной терапии на Томском циклотроне У – 120.

В НИИ ЯФ Томского политехнического университета создан медико-биологический комплекс для проведения дистанционной нейтронной терапии злокачественных опухолей на базе низкоточного циклотрона типа У – 120. На современном этапе развития этого вида лучевой терапии применение таких циклотронов наиболее целесообразно в экономическом отношении. Для лучевой терапии на циклотронах необходимо разработать источник быстрых нейтронов, эксплуатационные характеристики которых отвечают требованиям терапии опухолей на различных глубинах тела. Решить эту задачу можно при наличии пучков быстрых нейтронов, обеспечивающих глубинное распределение доз не хуже, чем для гамма-излучения источников  $^{60}\text{Co}$ . Терапевтический пучок быстрых нейтронов получается при бомбардировке дейтронами с энергией ~15 МэВ бериллиевой мишени полного поглощения в реакции:



Для формирования требуемых полей облучения были изготовлены сменные коллиматоры конической формы из водородосодержащего материала и стали. Взаимозаменяемые вставки из полиэтилена в коллиматоре дают возможность формировать прямоугольные поля с размерами от  $6 \times 6 \text{ см}^2$  до  $15 \times 15 \text{ см}^2$ . Средняя энергия нейтронов, получаемая в реакции (8.3), составляет около 42 % от энергии падающих на мишень дейтронов. Для замедления быстрых нейтронов, уменьшения рассеянно-

го излучения и наведённой радиоактивности железобетонная стена, на которую после взаимодействия с экспериментальными устройствами или после прохождения через тело пациента падают нейтроны, выложена специальным материалом «нейтронстоп» толщиной 30 см.

Нейтрон-захватная терапия.

Концепция нейтрон-захватной терапии (НЗТ) рака была предложена в 1936 году, спустя 4 года после открытия нейтрона. Её физический принцип прост и элегантен. В результате поглощения теплового нейтрона стабильным изотопом  $^{10}\text{B}$  происходит ядерная реакция:



Образующиеся альфа-частица и ион  ${}^7\text{Li}$  быстро тормозятся на длине  $\sim 10$  микрон и выделяют энергию  $\sim 2,3$  МэВ в пределах именно той клетки, которая содержала ядро бора, что приводит к ее поражению. Таким образом, если обеспечить более высокую концентрацию  $^{10}\text{B}$  в раковой клетке по сравнению со здоровой, то НЗТ позволит осуществить избирательное поражение клеток злокачественных опухолей. Но при облучении нейтронами, помимо ядерных реакций, связанных с поглощением нейтронов ядрами бора, возможны их упругое рассеяние и ядерные реакции  ${}^{14}\text{N}(n,p){}^{14}\text{C}$  и  ${}^1\text{H}(n,\gamma){}^2\text{H}$ , приводящие к появлению ядер отдачи и гамма-квантов. Хотя сечения взаимодействия нейтронов с водородом и азотом на несколько порядков меньше сечения поглощения нейтрона изотопом  $^{10}\text{B}$ , но водород и азот присутствуют в такой большой концентрации, что это дополнительное неизбирательное «фоновое» облучение протонами отдачи и гамма-квантами вносит значительный вклад в поглощенную дозу. Для того, чтобы уменьшить влияние этого «фоновое» облучения, необходимо обеспечить достаточно высокую концентрацию бора в клетках раковой опухоли.

В 1951 году было впервые продемонстрировано, что определенные соединения с бором позволяют получить более высокую концентрацию бора в клетках раковой опухоли по сравнению со здоровой клеткой. В течение 1950–60 гг. в Brookhaven National Laboratory и Massachusetts Institute of Technology были проведены первые клинические испытания. К сожалению, эти испытания не продемонстрировали терапевтическую эффективность данного метода. Причина заключалась в низкой концентрации бора, из-за чего «фоновое» облучение протонами отдачи и гамма-квантами было достаточно велико.

Новый этап в развитии концепции НЗТ начался с момента синтеза содержащих изотоп  $^{10}\text{B}$  фармпрепаратов, которые после введения в кровь пациента создают концентрацию изотопа  $^{10}\text{B}$  в опухолевой ткани до 40 мкг/г, что в 3,5 раза больше, чем в здоровой ткани. Это обеспечивает возможность избирательного поражения раковой опухоли.

Целесообразность развития наукоемкой и дорогостоящей технологии нейтрон-захватной терапии обусловлена тем, что она ориентирована на лечение таких видов злокачественных опухолей, как глиобластомы мозга или метастазы меланомы, которые практически не поддаются никаким другим методам. Так использование НЗТ при лечении опухолей мозга позволило достигнуть 55 % выживаемости в течении 5 лет против (1...2) % при обычной лучевой терапии.

Поскольку самым мощным источником нейтронов на Земле является ядерный реактор, пучки реакторных нейтронов можно использовать для терапии рака. Необходимый спектр нейтронов формируется специальными фильтрами. Однако экологические проблемы, связанные с эксплуатацией реакторов, а также необходимость приближения онкологических центров к ядерным реакторам приводят к выбору в пользу использования для терапии нейтронного источника на основе компактного и недорогого ускорителя, которым можно было бы оснастить практически каждую онкологическую клинику.



В 1998 году сотрудниками НИИ ЯФ ТПУ и Физико-энергетического института (Обнинск) был предложен физический проект, основанный на более дешёвом чем циклотрон ускорителе, для проведения НЗТ и терапии быстрыми нейтронами в условиях клиники.

Пучок отрицательных ионов водорода инжектируется в электростатический ускоритель-тандем с вакуумной изоляцией, и после перезарядки отрицательного иона водорода в протон в перезарядной мишени на выходе из тандема формируется протонный пучок, ускоренный до удвоенного напряжения высоковольтного электрода. В качестве источника высокого напряжения, питающего тандем, используется секционированный выпрямитель промышленного ускорителя ЭЛВ-8. В результате реакции  ${}^7\text{Li}(p,n){}^7\text{Be}$  при сбросе интенсивного протонного пучка на литиевую мишень генерируется поток нейтронов. Наиболее привлекательный режим работы реализуется при энергии протонов  $E = (1,883 \dots 1,890)$  МэВ, когда пучок нейтронов имеет хорошую направленность вперёд и необходимый для НЗТ спектр со средней энергией около 30 кэВ.

Другой «стандартный» режим работы обеспечивается при энергии протонов 2,5 МэВ. В этом случае максимум спектра нейтронов смещается до энергии 790 кэВ, необходимой для терапии быстрыми нейтронами. В этом случае для НЗТ нейтронный пучок может формироваться с помощью замедлителей и коллиматоров. Создание ускорителя с интенсивностью протонного пучка (20...40) мА позволяет уменьшить время экспозиции необходимой терапевтической дозы 20 Гр до десятка минут.

### Список литературы

1. Лисин В.А. Физические и радиобиологические основы лучевой терапии: учебное пособие. – Томск: Изд-во ТПУ, 2006. – 169 с.
2. Вогт Ф. – Атомная техника за рубежом. – 1976. – № 4. – С. 40.
3. Макарова Г.В. Быстрые нейтроны в лучевой терапии злокачественных опухолей. – М.: ВНИИММТИ, 1976. – 7 с.
4. Рябухин Ю.С., Шальнов А.В. Ускоренные пучки и их применение. – М.: Атомиздат, 1980.
5. Кононов Б.А., Лукин А.Л. Протонная радиография. – Томск: Изд-во ТГУ, 1988. – 168 с.
6. M. Ando, C. Uyama. Medical Application of Synchrotron Radiation. Springer-Verlag, 1998.
7. Группен К., Детекторы элементарных частиц. Сибирский хронограф. – Новосибирск, 1999.
8. V.F. Bayanov, et al. Nuclear Instr. and Methods in Physics Research A 413/2-3 (1998). – С. 397–426.

## ГЛАВА 9. ЛУЧЕВАЯ МЕДИЦИНСКАЯ ДИАГНОСТИКА

### 9.1. Методы лучевой медицинской диагностики

Основная задача современной медицинской диагностики, использующей достижения ядерной физики и компьютерных технологий, состоит в восстановлении внутренней структуры организма (*визуализации*) по результатам измерений вне этой структуры. В качестве зонда могут быть использованы любые физические поля или частицы при условии, что они не нарушают целостности объекта и его жизнедеятельности. Внедрение в практику этих методов (наряду с традиционной рентгенологией) привело к возникновению новой обширной медицинской дисциплины, получившей за рубежом название диагностической радиологии (от латинского *radius* – луч), а у нас – *лучевой медицинской диагностики (ЛМД)*.

Основные методы ЛМД можно разделить на 3 группы.

- Использование рентгеновского излучения.

Здесь основной измеряемый параметр – интенсивность потока рентгеновских фотонов в узком пучке на входе в тело пациента и на выходе из него, а основная характеристика структуры – распределение плотности вещества организма по его объёму.

- Использование электромагнитного излучения ВЧ диапазона.

Этот вид излучения используется в магниторезонансных томографах, работающих на принципе эффекта *ядерного магнитного резонанса (ЯМР)*. Здесь используется направленное локализованное определённым образом высокочастотное электромагнитное поле, которое влияет на поведение магнитных моментов отдельных атомов (как правило, атомов водорода), помещённых в магнитное поле. После прекращения воздействия возникает реакция в виде затухающего электромагнитного излучения. Измеряя амплитуду и скорость затухания его, можно восстановить внутреннюю структуру объекта. Основной структурной характеристикой в этом методе является распределение атомов водорода (или какого-либо другого элемента) по объёму тела.

- Использование излучения радиоактивных изотопов.

В этом методе используются радиофармпрепарат (РФП) – радиоактивное вещество с малым периодом полураспада. РФП вводится в организм через кровь или пищеварительный тракт. Через некоторое время установившееся распределение препарата по исследуемому органу отражает его структуру. Регистрируя интенсивность ионизирующего излучения на выходе из организма, можно получать информацию о деталях этой структуры.

К экзотическим, но перспективным видам ЛМД относится также метод *протонной радиографии*. Здесь технология аналогична применяемой для рентгеновского излучения. Тело пациента просвечивают узким монохроматическим пучком протонов высокой энергии (100...1000) МэВ. Диагностика основана на высокой чувствительности длины пробега протонов к плотности поглотителя. Поскольку опухоли и другие новообразования отличаются по плотности от здоровых тканей, протонная радиография позволяет диагностировать их на более ранней стадии развития. При этом, как показала практика, общая доза облучения протонной диагностике значительно меньше, чем при использовании других радиационных методов. Массовое применение протонной радиографии сдерживается высокой стоимостью протонных ускорителей.

В медицинской диагностике используются и другие виды диагностики, не рассматриваемые в данном курсе: ультразвуковое излучение, лазерное излучение, электрический ток, тепловое излучение и т. д.

Особенность методов ЛМД, отличающая её от классических медицинских методов (*пальпация, перкуссия, аускультация. проведение биохимических анализов, биопсия*), состоит в том что необходимая для диагностики заболевания информация представлена здесь в форме набора, т. н. медицинских изображений (*medical imagings*) внутренних структур органов. Данный подход позволяет *неинвазивно*, безболезненно определять патологию внутренних органов и сосудов, появление опухолей на ранних этапах, позиционировать положение новообразований в организме, наблюдать за функционированием органов и т. д.

## 9.2. Рентгеновская томография

В начале 70-х годов английские учёные Хаунсфилд и Мак-Кормак изобрели *рентгеновский компьютерный томограф (сканер)*, который позволил получать трёхмерное изображение внутренней структуры человеческих органов, прежде всего, головного мозга (*Нобелевская премия по медицине и физиологии за 1979 г.*). Изобретение рентгеновской томографии с обработкой получаемой информации на ЭВМ произвело переворот в области получения изображения в медицине. В сканере Хаунсфилда и Мак-Кормака используется тонкий луч рентгеновских  $\gamma$ -квантов, пересекающих исследуемый объект под всеми возможными направлениями в заданной плоскости. Ослабление суммарной интенсивности луча определяется интегралом от функции коэффициента поглощения вдоль траектории луча, поэтому восстановление плотности, коррелирующей с поглощением  $\gamma$ -квантов, сводится к нахождению функции по множеству линейных интегралов от неё. Термин «*томография*» объединяет два греческих корня – *τομος* (слой) и *γραφω* (писать) и означает процедуру послойной записи сечений структуры объекта. Основная задача медицинской компьютерной томографии – восстановление внутренней структуры тела человека или процессов в различных внутренних органах по результатам *неинвазивных (неразрушающих)* измерений.

В развитии рентгеновских компьютерных томографов различают пять этапов и, соответственно, пять поколений аппаратов.

Хаунсфилд в своем аппарате использовал кристаллический детектор с фотоэлектронным умножителем (ФЭУ). Источником была трубка, жестко связанная с детектором, которая делала сначала поступательное, а затем вращательное ( $1^\circ$ ) движение при постоянном включении рентгеновского излучения. Такое устройство томографа позволяло получить томограмму за (4...20) мин. Рентгеновские томографы с подобным устройством (*I поколение*) применялись только для исследования головного мозга. Это объяснялось как большим временем исследования (визуализации только неподвижных объектов), так и малым диаметром зоны томографирования до (24 см). Однако получаемое изображение несло большое количество дополнительной диагностической информации, что послужило толчком не только к клиническому применению новой методики, но и к дальнейшему совершенствованию самой аппаратуры.

Вторым этапом в становлении нового метода исследования был выпуск к 1974 г. компьютерных томографов, содержащих несколько детекторов. После поступательного движения, которое производилось быстрее, чем у аппаратов *I поколения*, трубка с детекторами делала поворот на  $3^\circ - 10^\circ$ , что способствовало ускорению исследования, уменьшению лучевой нагрузки на пациента и улучшению качества изображения. Однако время получения одной томограммы (20...60) с значительно ограничивало применение томографов *II поколения* для исследования всего тела ввиду неизбежных артефактов, появляющихся из-за произвольных и непроизвольных движений. Аксиальные компьютерные рентгеновские томографы данной генерации нашли широкое применение для исследования головного мозга в неврологических и нейрохирургических клиниках.

Получение качественного изображения среза тела человека на любом уровне стало возможным после разработки в 1976–1977 гг. компьютерных томографов *III поколения*. Принципиальное отличие их заключалось в том, что было исключено поступательное движение системы трубка-детекторы, увеличен диаметр зоны исследования до 50...70 см и первичная матрица компьютера (фирмы «Дженерал Электрик», «Пикер», «Сименс», «Тошиба», «ЦЖР»). Это привело к тому, что одну томограмму стало возможным получить за 3...5 с при обороте системы трубка-детекторы на 360°. Качество изображения значительно улучшилось и стало возможным обследование внутренних органов.

С 1979 г. некоторые ведущие фирмы начали выпускать компьютерные томографы *IV поколения*. Детекторы (1100...1200 штук) в этих аппаратах расположены по кольцу и не вращаются. Двигается только рентгеновская трубка, что позволяет уменьшить время получения томограммы до (1...1,5) с при повороте трубки на 360°. Это, а также сбор информации под разными углами увеличивает объем получаемых сведений при уменьшении затрат времени на томограмму.

В 1986 г. произошел качественный скачок в аппаратостроении для рентгеновской компьютерной томографии. Фирмой «Иматрон» выпущен компьютерный томограф *V поколения*, работающий в реальном масштабе времени. В 1988 г. компьютерный томограф «Иматрон» куплен фирмой «Пикер» (США) и теперь он называется «Фастрек». Различные схемы работы рентгеновских томографов приведены на рис. 9.1.

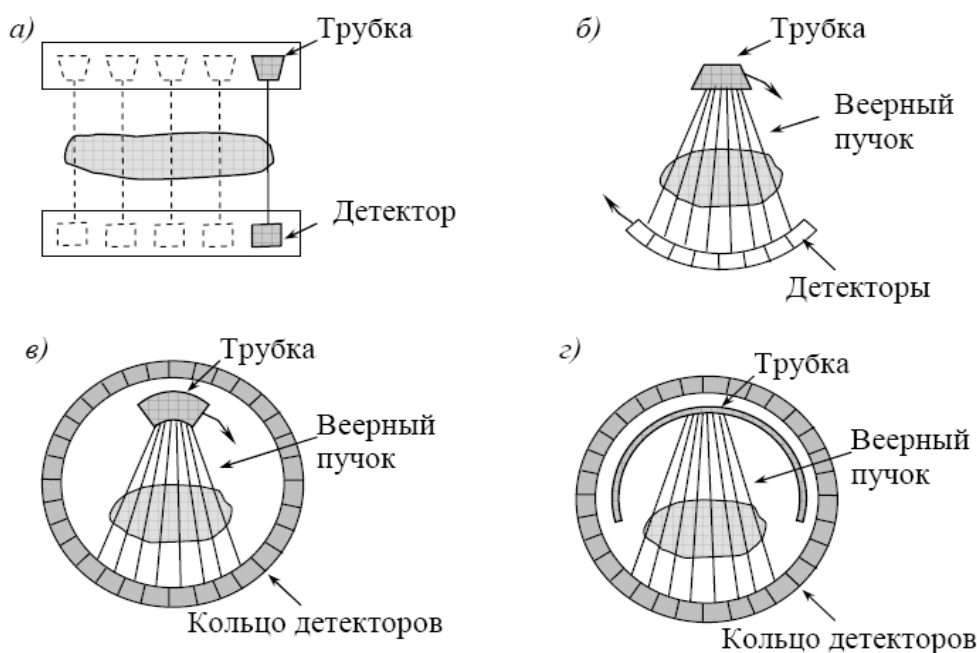


Рис. 9.1. Схематическое изображение рентгеновских томографов

Метод рентгеновской компьютерной томографии и соответствующий математический аппарат, развитые первоначально применительно к пучку рентгеновского излучения, оказались универсальными и были затем успешно использованы в других типах томографов.

### 9.3. ЯМР-томография

Явление ядерного магнитного резонанса (ЯМР), используемое в магнитно-резонансных томографах, открыто Блохом и Парселлом в 1946 г. ЯМР имеет место для ядер, имеющих ненулевой магнитный момент  $J$  ( $^1\text{H}$ ,  $^{13}\text{C}$ ,  $^{19}\text{F}$ ,  $^{31}\text{P}$  и т. д.). Число ориента-

ций магнитного момента ядра, помещенного во внешнее постоянное магнитное поле, относительно его направления равно  $2J+1$ . Для протонов таких ориентаций возможно две: по полю и против поля. Согласно квантовой механике, в постоянном магнитном поле протоны образуют квантовую систему с двумя уровнями энергии, разность между которыми ( $\Delta E$ ) прямо пропорциональна напряжённости магнитного поля  $H$ :

$$\Delta E = \mu H, \quad (9.1)$$

где  $\mu$  – магнитный момент протона. Явление ЯМР заключается в том, что если при воздействии на рассматриваемую систему ядер высокочастотным электромагнитным импульсом с частотой  $\nu_0$  выполняется условие:

$$\mu H = h\nu_0, \quad (9.2)$$

то происходит резонансное поглощение энергии  $\Delta E$  и переход системы из основного в возбуждённое состояние. После прекращения ВЧ-импульса ядра возвращаются в первоначальное состояние, испуская полученную энергию, и это переизлучение может быть зарегистрировано в приемных катушках. Зарегистрированные приёмными катушками сигналы несут информацию о пространственном распределении ядер соответствующего химического элемента в исследуемом объекте (органе).

Явление ЯМР лежит в основе работы т. н., магнитно-резонансных томографов (МРТ). Кстати, некоторое время существовал термин ЯМР-томография, который был заменен на МРТ в 1986 году в связи с развитием у людей после Чернобыльской аварии радиофобии. В новом термине исчезло упоминание на «ядерность» происхождения метода, что и позволило ему достаточно безболезненно войти в повседневную медицинскую практику, однако и первоначальное название также имеет хождение. За создание основ магнитно-резонансной томографии П. Мэнсфилд и П.К. Лотербур были удостоены *Нобелевской премии по медицине и физиологии* за 2003 г.

Основными компонентами любого ЯМР-томографа являются:

*магнит*, создающий постоянное (статическое), так называемое внешнее, магнитное поле, в которое помещают пациента ( $H$  – порядка 1 Тесла);

*радиочастотные передающие и приёмные катушки* – используемые для создания возбуждения в теле пациента, и для регистрации ответа возбужденных участков ( $\nu_0$  – порядка десятка МГц);

*компьютер*, который управляет работой радиочастотных катушек, регистрирует измеренные сигналы, обрабатывает их, записывает в свою память и использует для построения (реконструкции) изображений исследуемой структуры внутренних органов.

Время сбора данных, необходимых для реконструкции нескольких томограмм, зависит от выбранных параметров сканирования и обычно составляет 5...12 мин. Пространственное разрешение получаемых томограмм повышается с увеличением напряженности магнитного поля, достигая 0,5 мм для сверхпроводящих магнитов. ЯМР-томография чрезвычайно многообразна по способам получения медицинских изображений, обладает высоким разрешением, практически безвредна для организма. Показано, что при диагностике заболеваний головного и спинного мозга, суставов, поджелудочной железы, печени, почек ЯМР-томография имеет преимущества перед рентгеновской томографией. Современные методики МРТ делают возможным неинвазивно (без вмешательства) исследовать функцию органов – измерять скорость кровотока, тока спинномозговой жидкости, определять уровень диффузии в тканях, видеть активацию коры головного мозга при функционировании органов, за которые отвечает данный участок коры.

Наблюдение ЯМР атомов  $^{13}\text{C}$  и  $^{31}\text{P}$  в сердечной мышце обеспечивает возможность контроля за биохимическими процессами, протекающими в данной точке. Это позволя-

ет контролировать эффективность лечения инфарктов, открывает пути к созданию тонких методов изучения важнейших для жизнедеятельности процессов.

Сложность и многообразие морфологических проявлений рака препятствует применению какого-либо одного ЯМР-параметра (время релаксации ЯМР-сигнала и т. п.) для однозначной характеристики заболевания. Однако использование такого параметра может оказаться ценным добавлением к другим методам диагностики.

Весьма благоприятны возможности МРТ в акушерстве и гинекологии: сочетание высокого пространственного разрешения, физического «окрашивания» изображения и отсутствие вреда позволило уже в первых экспериментах получить уникальные по информативности сечения.

Противопоказаний для проведения магнитно-резонансной томографии не много. К их числу относятся: наличие у пациента кардиостимулятора, операционных клипсов, коронарных стентов, осколков или металлических имплантатов. Беременные женщины могут проходить МРТ начиная с 15 недели беременности – с разрешения гинеколога.

Отмечая хорошие перспективы, необходимо отметить, что широкое применение МРТ в медицинской диагностике в нашей стране сдерживается высокой стоимостью аппаратуры. На рис. 9.2 приведена фотография магнитно-резонансного томографа фирмы Хитачи (Япония).



*Рис. 9.2. Магнитно-резонансный томограф с постоянным магнитом 0,4 Т.  
HITACHI Medical Systems.*

#### **9.4. Эмиссионная томография**

Идея применения РФП для просвечивания непрозрачных биологических тканей «изнутри» возникла после развития технологии получения искусственных радиоактивных элементов на атомных реакторах и ускорителях. Первая попытка была осуществлена в 1948 г., когда Энселл и Ротблат получили изображение щитовидной железы, применив поточечную регистрацию интенсивности излучения радионуклидов. Это направление диагностики называют *эмиссионной томографией*. Одна из проблем здесь заключается в необходимости проведения регистрации  $\gamma$ -излучения из тела человека с интенсивностью, величина которой ограничена требованиями радиационной безопасности пациента.

В общем виде структура эмиссионного диагностического прибора состоит из следующих основных узлов:

- источник излучения, локализованный в исследуемом органе;
- многоканальный коллиматор, выделяющий направление гамма-квантов;
- детектор, в котором энергия гамма-квантов, выходящих из тела, преобразуется в энергию фотонов видимого света, а затем – в электрические сигналы;
- электронное устройство обработки и оцифровывания электрических сигналов;
- компьютер для управления процессом сбора данных, их обработки и реконструкции изображений.

Для исследования динамики изменения распределения РФП в исследуемых органах во времени (динамика физиологических процессов) используется метод получения многократных изображений за короткие промежутки времени (несколько мс). Этот способ является основным при функциональных исследованиях внутренних органов и систем организма.

На первом этапе Энгер (Anger) в 1952–1953 годах создал  $\gamma$ -камеру со сцинтилляционным кристаллом иодистого натрия в качестве детектора. В 1968 г. для сканирования с целью получения томографического изображения Энгер предложил использовать  $\gamma$ -камеру с многоканальным коллиматором. Этот прибор на сегодняшний день остаётся основным для получения сцинтиграфических изображений. В  $\gamma$ -камере изображение объекта получают с помощью одного детектора большой площади, см. рис. 9.3.

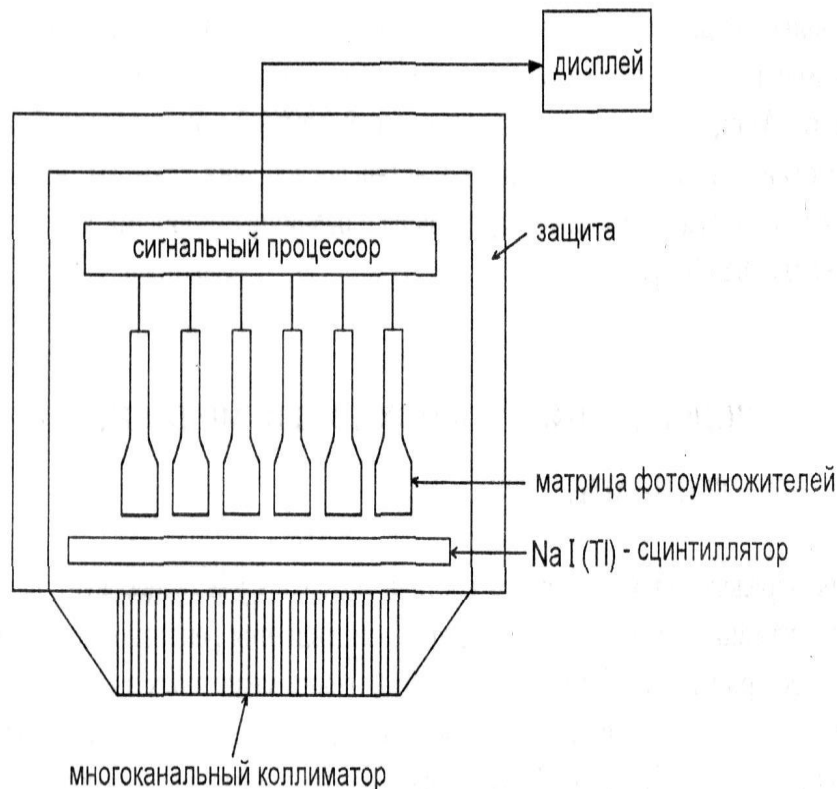


Рис. 9.3. Схематическое изображение гамма-камеры большой площади

Для построения изображения необходимо иметь возможность регистрировать  $\gamma$ -квант, определять направление его прихода и, затем, реконструировать точку испускания  $\gamma$ -кванта. Для этого можно сцинтиллятор детектора просматривать матрицей фотоумножителей. При этом  $\gamma$ -излучение, исходящее из человеческого тела, коллимируется многоканальным коллиматором, чтобы получить информацию о направлении вылета  $\gamma$ -

квантов. Коллиматор также позволяет избежать искажений получаемых изображений за счёт поглощения или рассеяния гамма-квантов, падающих под некоторым углом к стенкам его отверстий. Количество света, регистрируемого ФЭУ, находится в линейной зависимости от  $\gamma$ -активности просматриваемой части органа.

Контрастность изображения модулируется изменением величины удельного поглощения контрастного вещества. В качестве контрастного вещества для костей человека могут использоваться  $^{90}\text{Sr}$ , для щитовидной железы –  $^{131}\text{I}$  или  $^{99}\text{Tc}$ , для печени –  $^{99}\text{Tc}$  и  $^{198}\text{Au}$ .

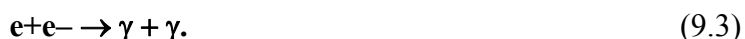
В современных гамма-камерах кристалл обычно имеет удобную для проведения исследований четырёхугольную форму и размеры  $60 \times 45$  см, обеспечивающие поле зрения  $59 \times 39$  см. Для регистрации сцинтилляций и преобразования их электрические сигналы, как правило, используются около 60 фотоумножителей (ФЭУ) с диаметром фото катода 3 и 2 дюйма. Сигналы с ФЭУ подаются на специальный декодирующий блок, с помощью которого определяются координаты каждой сцинтилляции, интенсивность её свечения (амплитуда сигнала ФЭУ) оцифровывается с помощью аналого-цифрового преобразователя. Далее информация о координате и интенсивности в цифровом виде поступает в компьютер, который строит сцинтиграфическое изображение исследуемого органа.

Совершенствование гамма-камер, появление более мощных компьютеров и разработка нового программного обеспечения привели к созданию на рубеже 70–80-х годов нового типа приборов для радионуклидной диагностики – *однофотонных эмиссионных компьютерных томографов (ОЭКТ)*. Их принципиальное преимущество состоит в возможности получения плоскостных срезов изучаемых органов-томограмм. ОЭКТ – изображения получают путём компьютерной обработки серии (обычно 64) плоскостных сцинтиграмм. Полученное томографическое изображение выгодно отличается от обычной сцинтиграммы тем, что оно свободно от наложений на исследуемый орган соседних объектов.

Наиболее совершенный метод эмиссионной томографии – это использование *позитронного эмиссионного томографа (ПЭТ)*, разработанного в середине 70-х годов американскими исследователями Фелпсом, Хофманом и Тер-Погосяном. ПЭТ на сегодняшний день является одним из самых совершенных диагностических инструментов.

Рассмотрим принцип работы ПЭТ.

Пациенту вводят  $\beta^+$  – радиоактивное вещество ( $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{14}\text{O}$ ,  $^{15}\text{O}$ ,  $^{18}\text{F}$  и др.). Позитроны, испущенные радионуклидами, имеют в биологических тканях очень короткий пробег (несколько мм). После остановки позитроны аннигилируют в два моноэнергетических  $\gamma$ -кванта с энергией по 511 кэВ:



Закон сохранения импульса приводит к тому, что  $\gamma$ -кванты разлетаются строго в противоположных направлениях. Аннигиляция регистрируется методом совпадений – пара датчиков располагается на одной прямой с различных сторон пациента, и каждый  $\gamma$  – квант из пары попадает на свой датчик в один и тот же момент времени. В результате регистрации одного события можно построить его траекторию – прямую линию, проходящую через область концентрации радионуклида. Сегментированный детектор выполнен в виде нескольких стационарных колец, окружающих пациента см. рис. 9.4. Зарегистрировав большое число пар  $\gamma$ -квантов, и построив пересечение их траекторий, можно получить визуальное изображение исследуемого органа и далее приступить к процедуре диагностики.

Технология ПЭТ является превосходным инструментом для проведения зондирования структуры мозга. При ПЭТ-сканировании кровь или глюкозу маркируют  $\beta^+$  –



радионуклидами и впрыскивают в кроваток пациента, что позволяет тщательно исследовать функции мозга. Если наблюдать за тем, как пациент выполняет различные функции, например, смотрит, слушает музыку, говорит или думает, то в ту область, которая в первую очередь отвечает за выполнение данной функции, будет более активно поступать маркированная кровь или глюкоза, чтобы обеспечить необходимой энергией выполнение этой функции.

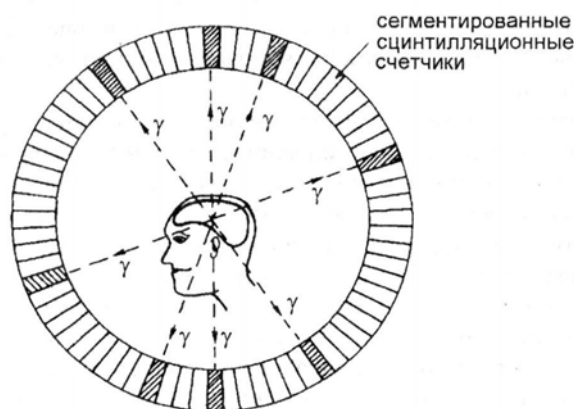


Рис. 9.4. Схематическое изображение ПЭТ

Аннигиляционные  $\gamma$ -кванты, испускаемые из этих областей, позволяют восстанавливать изображения областей поглощения глюкозы, выявляя тем самым те области мозга, которые связаны с различными видами умственной деятельности.

Изотопы для ПЭТ, как правило, вырабатывают на месте проведения исследования. Это связано с тем, что большинство ПЭТ-изотопов являются ультракороткоживущими (УКЖ). Их период полураспада исчисляется несколькими минутами и даже секундами, оставляя слишком мало времени на производство и доставку РФП. Для большинства изотопов используются компактные, автоматизированные медицинские циклотроны. Наиболее распространенным РФП для ПЭТ является фтордезоксиглюкоза (FDG). Относительно продолжительный период полураспада (110 минут) позволяет располагать производство отдельно, транспортируя полученный РФП в несколько близлежащих ПЭТ-центров. Однако, наиболее качественные изображения получаются при использовании таких УКЖ радионуклидов, как  $C^{11}$ ,  $N^{13}$ ,  $O^{15}$ .

Классические методы обследования (рентгеновская, ультразвуковая, и магнитно-резонансная томография) отражают структуру органа на стадии её патологического изменения. ПЭТ же способен зарегистрировать явления, которые этому *предшествуют* – изменения в обменных процессах. ПЭТ официально признан как аппарат, чувствительность которого выше, чем у его прообразов – рентгеновского и магнитно-резонансного томографов. Кроме того, новый метод по сравнению с традиционными может отображать новые функции и их изменения более качественно, что также помогает самому раннему распознаванию патологических сдвигов задолго до появления морфологических изменений, что особенно важно при диагностике опухолей и их метастаз, воспалительных процессов, повреждений миокарда, эпилепсии и многих других заболеваний. В частности ПЭТ – единственный в мире аппарат, позволяющий диагностировать опухоль на так называемой «нулевой» стадии.

Недавно появились сообщения о том, что особенно удачным является сочетание позитронно-эмиссионного и рентгеновского томографов. Впервые комбинированная технология была применена в больнице им. Джона Хопкинса в Балтиморе, и теперь в этом учреждении метод данный метод используется наиболее широко.

## 9.5. Цифровые рентгенографические системы

Преобразование традиционной плёночной рентгенограммы в цифровой массив с последующей возможностью обработки рентгенограмм методами вычислительной техники стало распространенным процессом. Но такие аналоговые системы имеют очень жесткие ограничения на экспозицию из-за малого динамического диапазона рентгеновской пленки. В отличие от аналоговых, прямые цифровые рентгенографические системы позволяют получать диагностические изображения без промежуточных носителей при значительно более низком уровне дозы, причем это изображение можно обрабатывать и отображать самыми различными способами.

На рис. 9.5 приведена схема типичной цифровой рентгенографической системы.

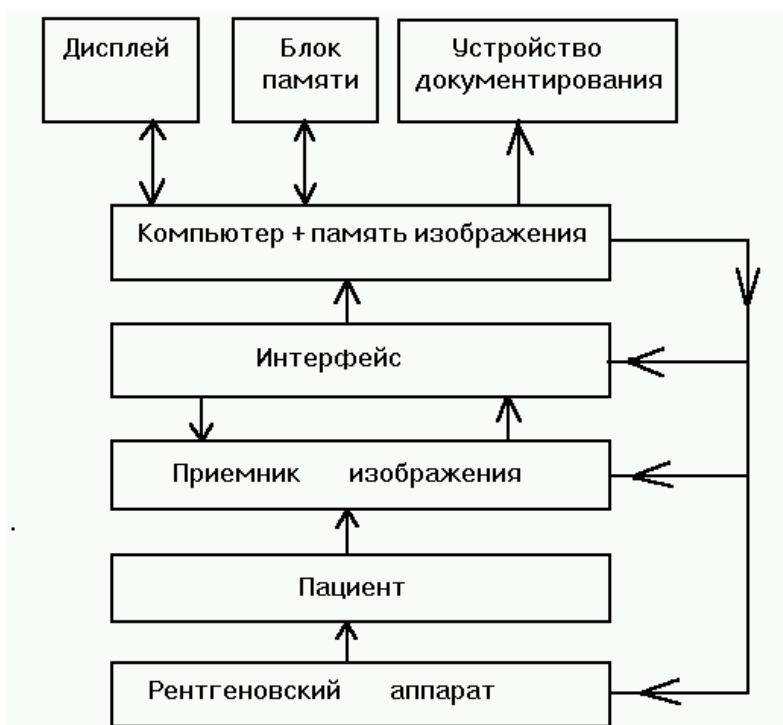


Рис. 9.5. Составные элементы цифровой системы получения рентгеновских изображений

Рентгеновская трубка и приемник изображения сопряжены с компьютером и управляются им, а получаемое изображение запоминается, обрабатывается (в цифровой форме) и отображается на телеэкране, составляющем часть пульта управления (или устройства вывода данных) оператора-рентгенолога. Цифровое изображение можно записать на магнитном носителе, оптическом диске или же на специальном записывающем устройстве, способном постоянно вести регистрацию изображения на пленку в аналоговой форме.

В России прямая цифровая рентгенографическая система Института ядерной физики (ИЯФ) СО РАН Сибирь-Н применяется в нескольких клинических больницах. В этой системе рентгеновская пленка как регистратор рентгеновского излучения заменена многоканальной ионизационной камерой.

В других цифровых рентгенографических системах используют твердотельные приемники с высоким коэффициентом поглощения рентгеновского излучения.

В обеих разновидностях упомянутых систем применяется метод сканирования с построчной регистрацией изображения, которое воспроизводится в целое на дисплее компьютера (сканирующая проекционная рентгенография).

Существует другой класс цифровых рентгенографических систем, в которых используются люминофоры с памятью и вынужденной люминесценцией, которая затем регистрируется. Это приемник с непосредственным формированием изображения.

Системы получения изображения со сканированием рентгеновским пучком и приемником имеют важное преимущество, состоящее в том, что в них хорошо подавляется рассеяние. В этих системах один коллиматор располагается перед пациентом с целью ограничения первичного рентгеновского пучка до размеров, необходимых для работы приемника, а другой – за пациентом, чтобы уменьшить рассеяние. На рис. 9.6 изображена линейная сканирующая система для получения цифрового изображения грудной клетки. Приемником в системе является полоска из оксисульфида гадолиния, считывание информации с которой ведется линейной матрицей из 1024 фотодиодов.



Рис. 9.6. Система линейного сканирования для цифровой рентгенографии грудной клетки

Главным недостатком сканирующих систем является то, что большая часть полезной выходной мощности рентгеновской трубки теряется и что необходимо длительное время экспозиции (до 10 с). Матрицы изображения из  $512 \times 512$  элементов может быть вполне достаточно для целей цифровой флюорографии, тогда как система рентгеноскопии грудной клетки может потребовать матрицы с числом элементов  $1024 \times 1024$  при размерах элемента изображения 0,4 мм.

Области применения и преимущества цифровых систем.

К преимуществам цифровых рентгенографических систем относятся следующие четыре фактора: (1) цифровое отображение изображения; (2) пониженная доза облучения; (3) цифровая обработка изображений; (4) цифровое хранение изображений.

1. Рассмотрим первое преимущество, связанное с отображением цифровой информации. Разложение изображения по уровням яркости на экране становится в полной мере доступным для пользователя. Весь диапазон оптических яркостей может быть использован для отображения лишь одного участка изображения, что приводит к повышению контраста в интересующей области. В распоряжении оператора имеются алгоритмы для аналоговой обработки изображения с целью оптимального использования возможностей систем отображения. Цифровое отображение при его компьютерной обработке позволяет извлечь количественную и качественную информацию и

таким образом перейти от интуитивно-эмпирического способа изображения к объективно измеренному.

Существенным преимуществам цифровой рентгенографии перед экранно-плёночным процессом являются простота и скорость получения изображения. Изображение становится доступным анализу врачом-рентгенологом в момент окончания экспозиции.

2. Второе преимущество цифровой рентгенологии – возможность снижения дозы облучения. Если в обычной рентгенологии доза облучения зависит от чувствительности приемника изображения и динамического диапазона пленки, то в цифровой рентгенологии оба этих показателя могут оказаться несущественными. Снижения дозы можно достичь установкой экспозиции, при которой поддерживается требуемый уровень шума в изображении. Дальнейшее уменьшение дозы возможно путем подбора такой длины волны рентгеновского излучения, которая обеспечивала бы минимальную дозу при данном отношении сигнал/шум, а также путем ликвидации любых потерь контраста с помощью описанных выше методов отображения цифровых изображений.

3. Третье преимущество цифровой рентгенологии – это возможность цифровой обработки изображений. Рентгенолог должен выявить аномальные образования на осложненной фоном нормальной структуре биоткани. Он может не заметить мелких деталей в изображении, которые система разрешает, или пропустить слабоконтрастную структуру, видимую на фоне шумов изображения, из-за сложного строения окружающих (или сверхлежащих) тканей. Субстракционный метод в рентгенографии позволяет устранить большую часть паразитной фоновой структуры и тем самым увеличить вероятность выявления важных деталей на рентгенограмме.

4. Особенная ценность применения цифровой рентгенографии заключается в возможности полного отказа от рентгеновской пленки и связанного с ней фотохимического процесса. Это делает рентгенологическое исследование экологически чище, а хранение информации в цифровом виде позволяет создать легкодоступные рентгеновские архивы. Новые количественные формы обработки информации открывают широкие возможности стандартизации получения изображений, приведения их к стандарту качества в момент получения и при отсроченных повторных исследованиях. Немаловажна открывающаяся возможность передачи изображения на любые расстояния при помощи средств компьютерных коммуникаций.

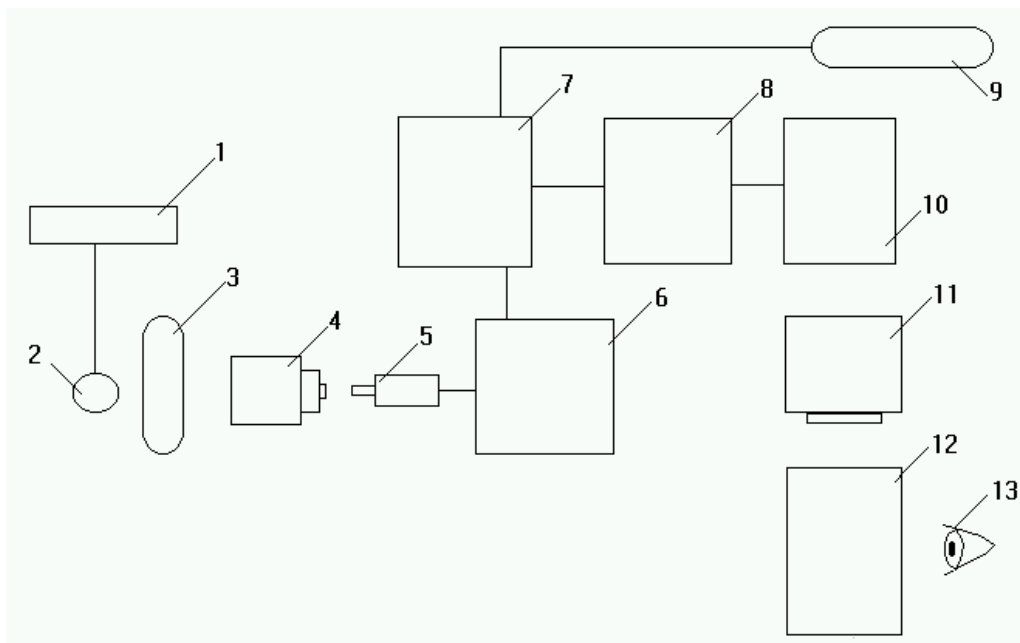
Приведенные соображения с достаточной наглядностью демонстрируют прогрессивность внедрения в практику цифровой рентгенографии, которая сможет перевести диагностическую рентгенологию на новый более высокий технологический уровень. Отказ от дорогостоящих расходных материалов обнаруживает и ее высокую экономическую эффективность, что в сочетании с возможностью уменьшения лучевых нагрузок на пациентов делает ее применение в практике особенно привлекательным.

## **9.6. Примеры цифровых рентгенографических систем**

Цифровая рентгенография с экрана электронно-оптического преобразователя (ЭОП).

Система рентгенографии с экрана ЭОП (рис. 9.7) состоит, как и обычная система электронно-оптического преобразования для просвечивания, из ЭОП, телевизионного тракта с высоким разрешением, рентгеновского высоковольтного генератора и рентгеновского излучателя. Сюда же входит штатив для исследования, цифровой преобразователь изображения и другие компоненты. При обычной методике рентгенографии с экрана ЭОП с помощью 100 мм фотокамеры или кинокамеры переснимается оптическое изображение на выходном экране преобразователя.

В цифровой же системе сигнал, поступающий с видеокамеры, аналого-цифровым преобразователем трансформируется в набор цифровых данных и передается в накопительное устройство. Затем эти данные, в соответствии с выбранными исследователем параметрами, компьютерное устройство переводит в видимое изображение.



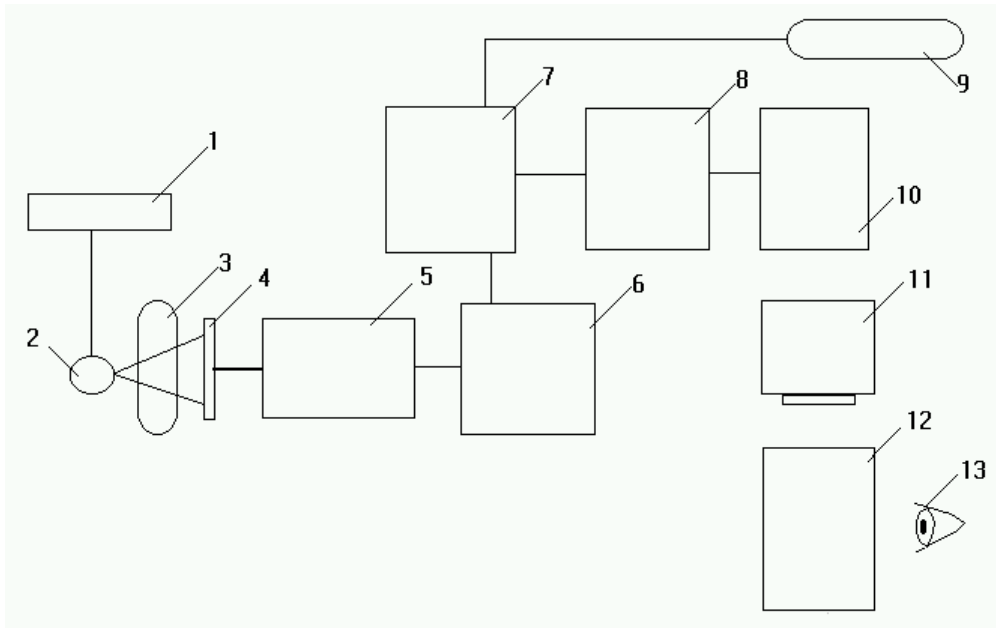
*Рис. 9.7. Цифровая рентгенография с экрана ЭОП.*

*1 – генератор; 2 – рентгеновская трубка; 3 – пациент; 4 – ЭОП; 5 – видеокамера;  
6 – аналого-цифровой преобразователь; 7 – накопитель изображений; 8 – видеопроцессор; 9 – сеть;  
10 – цифро-аналоговый преобразователь; 11 – монитор; 12 – снимок; 13 – рентгенолог*

### Цифровая люминесцентная рентгенография (ЦЛР).

Применяемые в ЦЛР (рис. 9.8) пластины-приемники изображения после их экспонирования рентгеновским излучением последовательно, точка за точкой, сканируются специальным лазерным устройством, а возникающий в процессе лазерного сканирования световой пучок трансформируется в цифровой сигнал. После цифрового усиления контуров и контрастности элементов изображения оно лазерным принтером печатается на пленке или воспроизводится на телевизионном мониторе рабочей консоли. Люминесцентные пластины-накопители выпускаются в стандартных формах рентгеновской пленки, помещаются вместо обычных комплектов «пленка-усиливающий экран» в кассету и применяются в обычных рентгеновских аппаратах.

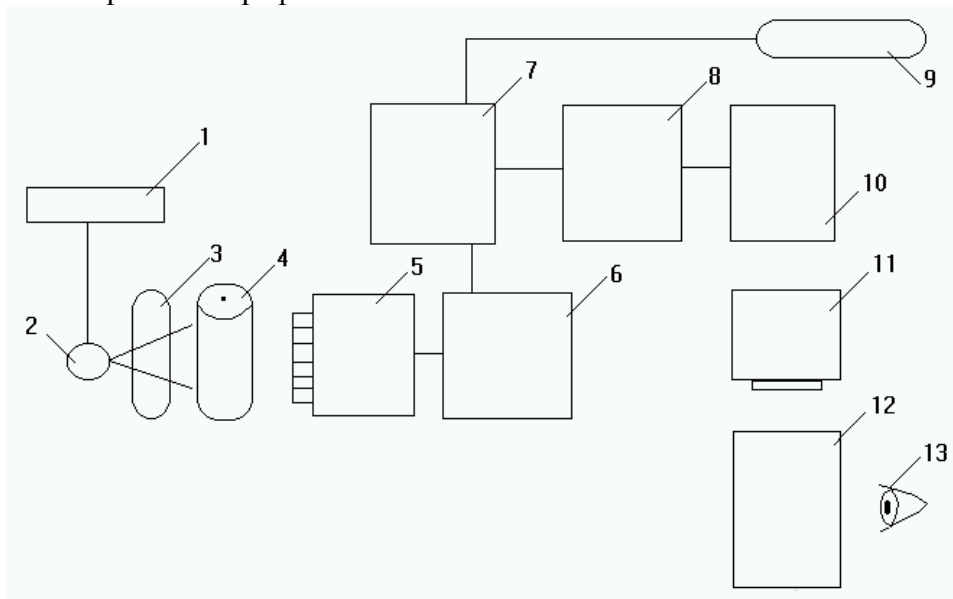
Такая пластина обладает значительно большей экспозиционной шириной, чем общепринятые комбинации пленка-экран, благодаря чему значительно расширяется интервал между недо- и переэкспонированием. Этим способом можно получать достаточно контрастные изображения даже при резко сниженной экспозиционной дозе, нижним пределом которой является лишь уровень квантового шума. Поэтому даже при рентгенографии в палате у постели больного методика ЦЛР гарантирует получения качественного снимка. При ЦЛР используются цифровые преобразователи, пространственное разрешение которых выше, чем у большинства используемых в настоящее время для обычной рентгенографии комбинаций экран-пленка. Все же особым преимуществом ЦЛР является передача малоконтрастных деталей, тогда как передача очень мелких деталей, таких, например, как микрокальцинаты в молочной железе, остается прерогативой рентгенографии на рентгеновской пленке.



*Рис. 9.8. Цифровая люминесцентная рентгенография.*

1 – генератор; 2 – рентгеновская трубка 3 – пациент; 4 – запоминающая пластина;  
 5 – транспортирующее устройство; 6 – аналого-цифровой преобразователь;  
 7 – накопитель изображений; 8 – видеопроцессор; 9 – сеть; 10 – цифро-аналоговый преобразователь;  
 11 – монитор; 12 – снимок; 13 – рентгенолог

#### Селеновая рентгенография.



*Рис. 9.9. Цифровая селеновая рентгенография.*

1 – генератор; 2 – рентгеновская трубка; 3 – пациент; 4 – селеновый барабан;  
 5 – сканирующие электроды + усилитель; 6 – аналого-цифровой преобразователь;  
 7 – накопитель изображений; 8 – видеопроцессор; 9 – сеть; 10 – цифро-аналоговый преобразователь;  
 11 – монитор; 12 – снимок; 13 – рентгенолог

Селеновые детекторы представляют собой новейшую систему цифровой рентгенографии (рис. 9.9). Основной частью такого устройства служит детектор в виде барабана, покрытого слоем аморфного селена. Селеновая рентгенография в настоящее время используется только в системах рентгенографии грудной клетки. Характерная для снимков грудной клетки высокая контрастность между легочными полями и областью

средостения при цифровой обработке сглаживается, не уменьшая при этом контрастности деталей изображения. Другим преимуществом селенового детектора является высокий коэффициент отношения сигнал/шум.

## 9.7. Диагностика туберкулёза и ангиография

МЦРУ СИБИРЬ-Н и раннее выявление туберкулёза.

И флюорография, и рентгеновский снимок – доступные и достаточно эффективные процедуры в плане раннего выявления доклинических форм туберкулеза и рака легкого. В то-же время медики в буквальном смысле слова бьют тревогу по поводу опасности таких исследований, открыто заявляя о том, что полученная пациентом доза облучения при традиционном рентгенологическом обследовании недопустимо высока и может негативно сказаться на здоровье. Причем, специалисты сегодня утверждают, что из-за большого количества диагностических исследований в течение года размеры лучевой нагрузки на пациента стали столь велики, что заставляют говорить о постоянно возрастающей коллективной дозе облучения.

Структура коллективных доз облучения населения России складывается из следующих основных источников:

- природные источники ионизирующего излучения (радон и долгоживущие продукты распада радона – вклад в коллективную дозу 56 %, космическое излучение – 14 %, всего – 70 %);
- медицинские источники ионизирующего излучения (рентгенодиагностика и радионуклидная диагностика – всего 29 %);
- техногенные источники ионизирующего излучения (всего 1 %).

Вклад в суммарную дозу облучения населения от источников ионизирующего излучения, применяемых в медицинских целях, занимает второе место после естественных источников. Средняя эффективная годовая доза в России достигает 1,4 мЗв в год на человека. По структуре в процентах: рентгенография – 34,1 %; рентгеноскопия – 32,1 %; профилактическая флюорография – 23,5 %; диагностическая – 10,3 %. Для сравнения: в Великобритании – 0,3 мЗв; в США и Франции – 0,4 мЗв; в Японии – 0,8 мЗв. В среднем при медицинских обследованиях на одного жителя Земли в год приходится доза облучения, эквивалентная 0,4 мЗв.

Решением Всемирной организации здравоохранения традиционная пленочная флюорография запрещена в цивилизованном мире и не рекомендована к применению в слаборазвитых странах из-за её повышенного радиационного воздействия на пациента. В результате из-за сокращения частоты профилактических обследований населения средний годовой уровень медицинского облучения населения России уменьшился с 1,4 до 1,2 мЗв. Однако из-за участвовавших во всем мире вспышек туберкулеза в последние годы значение массовых флюорографических обследований как метода профилактики возросло. В развитых странах эта тревога позволяет активнее искать пути решения данной проблемы. Это в первую очередь касается разработки, производства и использования высокоэффективных рентгенодиагностических аппаратов и внедрение новейших компьютерных технологий в медицине.

Начиная с 1996 года ведущие разработчики рентгеновской техники предложили международному рынку медицинского оборудования цифровые системы для исследования легких, основанные на различных физических методах получения рентгеновских изображений:

- на электронном усилителе изображения большого диаметра – (SIEMENS);
- на «селеновом барабане» – (PHILIPS);
- на «стимулированном люминофоре» – (FUJI);

- на принципе оптического переноса изображений с экрана на одну или более ПЗС-матрицы – (SWISSRAY, Рентгенпром, Мосрентген);
- на полномасштабных матрицах из аморфного кремния – (GENERAL ELECTRIC, SIEMENS, PHILIPS).

Такие системы по сравнению с пленочной флюорографией позволяют несколько уменьшить лучевую нагрузку без ущерба качества изображения, требуемого для фтизиопульмонологии. Однако высокая стоимость этих аппаратов (350...500 тыс. долл. США), не позволяет в нашей стране провести массовую замену более 5000 пленочных аппаратов, из которых более 2000 имеют возраст 15 лет и старше.

Но благодаря внедрению наукоёмких и цифровых технологий в отечественном производстве, созданы реальные возможности решения этой проблемы на современном уровне. Так, ЗАО НАУЧПРИБОР (г. Орел), ЭЛЕКТРОХИМПРИБОР (г. Лесной) и БЭМЗ (г. Бердск) серийно выпускают микродозный цифровой флюорограф МЦРУ СИБИРЬ-Н, который при наилучшем соотношении цены и качества изображений, позволяет снизить радиационное воздействие на пациента более чем в 30 раз. Эта разработка ученых Института ядерной физики им. Г.И. Будкера СО РАН (г. Новосибирск) является одним из представителей нового поколения цифровых рентгенографических аппаратов, основанных на сканировании пациента узким веерным пучком и регистрации прошедшего через объект исследования излучения многоканальным газовым детектором.

Метод сканирования предполагает регистрацию сигнала при синхронном перемещении рентгеновского излучателя, коллиматора и детектора вдоль объекта исследования. Применение сканирующего метода в рентгенологической практике максимально снижает дозы облучения, существенно повышает качество и контрастность изображений, так как облучение узкоколлимированным пучком, практически исключает вклад рассеянного излучения в основной информационный поток рентгеновских квантов, особенно при исследовании толстых объектов. Получение цифрового рентгеновского изображение с помощью высокоэффективного газового детектора с большим динамическим диапазоном позволяет одновременно отображать малоконтрастные и высококонтрастные объекты (легкие и средостение) на цифровой рентгенограмме, что выгодно отличает цифровой снимок от обычного пленочного. Время сканирования 5...10 с, через 20 с после начала измерения изображение выводится на экран дисплея для просмотра. Основные параметры установки приведены в табл. 9.1.

Таблица 9.1

*Параметры МЦРУ «СИБИРЬ»*

Количество элементов изображения (гор.х верт.)	1024×1024
Размер канала приёмника, мм	0,4
Размер элемента на теле пациента	0,35×0,35
Ширина снимка в плоскости приёмника	410
Вертикальный размер снимка может изменяться до, мм	716
Максимальный размер сканирования, мм	1200
Время сканирования, с	5(10)
Пространственное разрешение в плоскости приёмника, п.л./мм	1,25
Контрастная чувствительность (при дозе 0,2 мР) в плоскости приёмн., %	1
Динамический диапазон (фотограф. широта)	480
Эффективная доза облучения пациента при снимке груд. Клетки, мкЗв	7...15
Производительность, снимков в час	40
Напряжение на рентгеновской трубке, кВ	50...120

В табл. 9.2 приведены средние значения эффективных доз при рентгенологических исследованиях области грудной клетки.



Таблица 9.2

Вид исследования	Эффективная доза, мкЗв					
	70 кВ		80 кВ		100 кВ	
	Прям.	Бок.	Прям.	Бок.	Прям.	Бок.
Рентгеноскопия (5 мин)	3500	3500	3000	3000	2500	2500
Рентгенография (с чувств. 0,008 мГр)	160	180	120	150	100	120
Флюорография (с чувств. 0,1...0,2 мГр)	1500	1600	1000	1300	60000	800
Флюорография (с чувств. 0,03...0,05 мГр)	600	800	500	600	300	400
МЦРУ Сибирь-Н (1,5 % при 0,87 мкГр; 0,5 % при 6,1 мкГр)	<7	<10	<11	<13		

Низкие лучевые нагрузки на пациента позволяют применять МЦРУ в тех областях медицины, где стандартная рентгенодиагностика могла осуществляться только по жизненным показаниям. Так, при проведении рентгенопельвиметрии за одно исследование пациентка получает дозу поверхностного облучения (60...70) мР вместо (2...3) Р, получаемых при экранно-пленочной рентгенографии.

#### Ангиография.

Ангиография – это рентгенологическая проверка артерий (кровеносных сосудов). Эта процедура может быть использована для наблюдения артерий через поверхность тела. Внутри сосудов пациента вводится рентгеноконтрастное вещество, которое увеличивает контрастность изображения кровеносного сосуда. В результате изучения таких улучшенных изображений доктора могут поставить более точный диагноз и назначить адекватное лечение.

Ангиографические методы диагностики и лечения получили очень широкое распространение в развитых странах мира. Статистика показывает, что по таким странам, как Германия, США и др. на 1 млн жителей производится более 1500 процедур ангиопластики в год. В России эти процедуры не проводятся столь масштабно. Так, например, в Москве на 10 млн жителей производится менее 2000 ангиографических процедур в год; в целом по России интенсивность их использования значительно ниже. Поэтому для нашей страны особенно актуально широкое внедрение ангиографических методов диагностики в медицинскую практику.

Для контрастного выделения отдельных сосудов кровеносной системы на фоне костей и мышечной ткани применяют метод вычитания – субтракции. Под субтракцией (digital subtraction angiography, DSA) понимается арифметическое вычитание двух изображений (интенсивностей в каждом пикселе) для наглядной демонстрации их отличий. Типичное применение субтракции состоит в вычитании изображения маски (изображения, полученного в отсутствие объекта, контрастного вещества и т. д.) из текущего изображения ангиографического фильма. В результате субтракции области мало изменяющегося фона будут представлены значениями, близкими к нулю. В то же время, заполненные контрастом сосуды будут характеризоваться большим по абсолютной величине отрицательным значением «интенсивности».

Существует два способа применения метода субтракции:

1. Снимаются две рентгенограммы, одна – до введения контрастного вещества, другая – после. Далее, при цифровой обработке результатов, одно измерение вычитается из другого.
2. Принцип получения контрастного изображения тот же что и выше, но для получения двух изображений используются последовательно два монохроматических пучка рентгеновского излучения с энергиями чуть выше и чуть ниже энергии К-края контрастного вещества. Например, для йода эта энергия составляет  $E = 33,169$  кэВ.

Одна из основных причин необходимости данного метода заключается в т. н. симптоме блокировки (частичной закупорки) артерий. Существует множество примеров подобной блокировки: тромбоз в артериях ноги, головного мозга (предвестник инсульта), сосудов сердца (причина атеросклероза) и т. д.

Подобный тест даст возможность определить положение заблокированного участка сосуда, выявить причину блокирования и назначить лечение. Показания к ангиографии мозга возникают также при необходимости дифференциации опухолевых и неопухолевых заболеваний мозга, при необходимости определить локализацию и характер объемного процесса в полости черепа, для уточнения гистологической структуры опухоли и изучения ее сосудистого строения, во всех случаях, когда имеются подозрения на внутричерепную аномалию сосудов, при тяжелой черепно-мозговой травме с целью диагностики внутричерепной гематомы и т. д.

Полученные при серийной ангиографии данные позволяют получить развернутую картину гемодинамики мозгового кровообращения. При помощи ангиографии можно рассчитать ударный и минутный объем в аорте, а также в сонных и позвоночных артериях, рассчитывая вклад этих артерий в мозговую гемодинамику.

Данная процедура включает три стадии:

- введение малого катетера (пластиковой трубки) внутрь тела;
- впрыскивание контрастного вещества в артерию (в то время как врач наблюдает в рентгеновских лучах соответствующую «картинку»);
- удаление катетера.

Процедура ангиографии осуществляется полностью обычно за (1...2) часа. В некоторых случаях продолжительность может быть дольше. Например, если после процедуры диагностики делается терапевтическая процедура – ангиопластики.

Станция Разностной Цифровой Ангиографии на ВЭПП-3.

Станция разностной ангиографии на накопителе ВЭПП-3 (Новосибирск, ИЯФ СО АН) предназначена для исследования кровеносной и лимфатической систем живых организмов, «Бронхографии» для исследования дыхательной системы с применением газа ксенона в качестве рентгеноконтрастного агента. На рис. 9.10–9.12 изображены схемы станции и её основных узлов. Основные компоненты станции – двойной рентгеновский монохроматор, сканер для перемещения объекта по вертикали и двойной однокоординатный детектор рентгеновского излучения.

Монохроматор (см. рис. 9.11), основанный на двух кристаллах кремния по дифракции Лауэ, формирует 2 широких пучка (примерно 10 см) монохроматического синхротронного излучения (СИ) с энергиями выше и ниже энергии К-края поглощения йода (33,2 кэВ). Эти пучки пересекаются в месте расположения объекта исследований, далее расходятся и одновременно регистрируются двойным однокоординатным детектором рентгеновского излучения.

Это означает получение одной строки изображения одновременно на двух энергиях излучения. Полное разностное изображение получается при помощи перемещения объекта по вертикали перпендикулярно плоскости пересечения монохроматических пучков и регистрации изображения строка-за-строкой.

Основные характеристики монохроматора:

Плоскость Лауэ отражения.....	(111)
Размер области отражения на кристалле.....	80×10 мм
Толщина кристаллов.....	20...400 мкм
Отражающая способность кристаллов.....	0,5...0.8
Среднее значение энергии.....	33,2 кэВ
Расстояние между кристаллами .....	35...80 мм

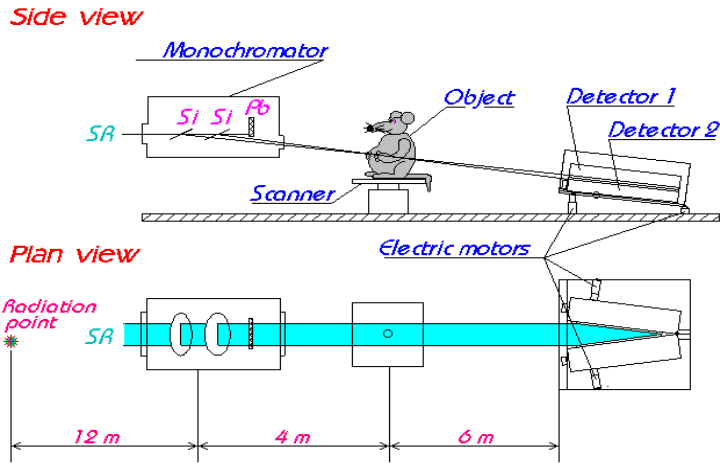


Рис. 9.10. Схема станции разностной ангиографии

### Scheme of the monochromator

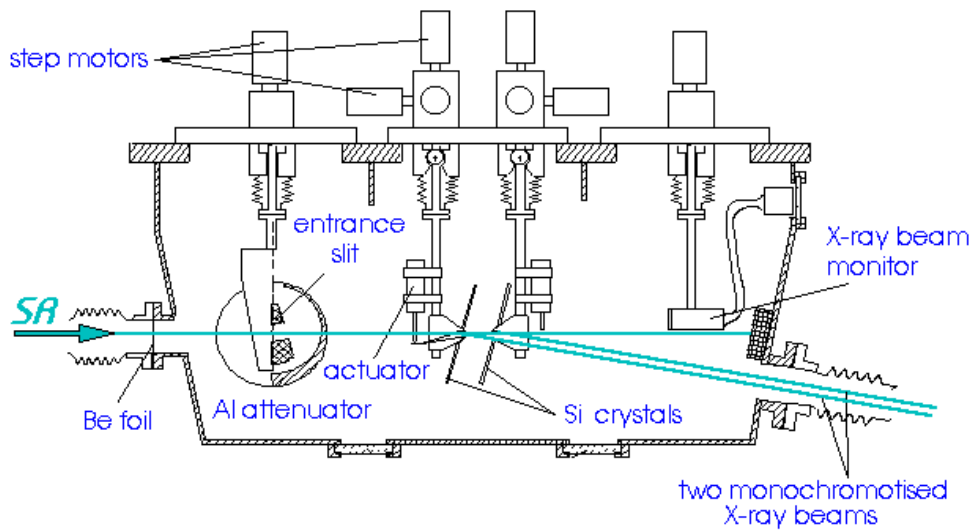


Рис. 9.11. Схема монохроматора

### Scheme of the detector and any channels

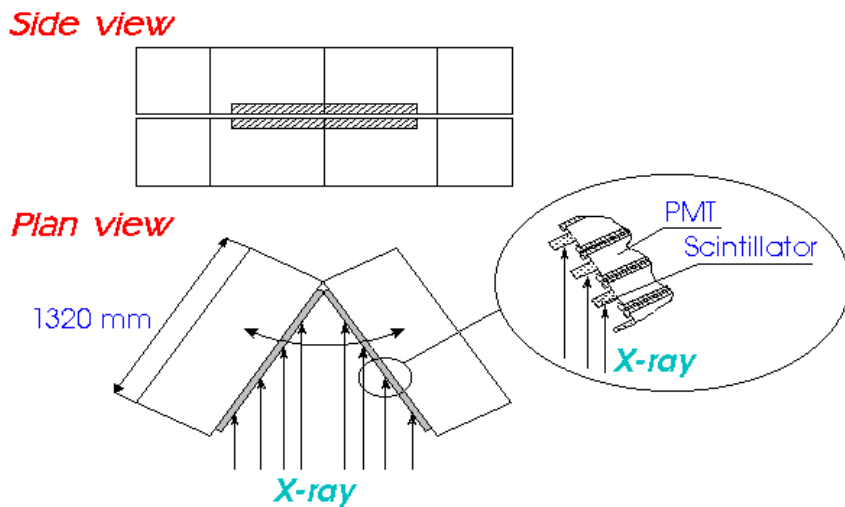


Рис. 9.12. Схема детектора рентгеновского излучения

Регистрирующий прибор состоит из двух идентичных однокоординатных детекторов рентгеновского излучения (см. рис. 9.12), расположенных один над другим и зеркально-симметричных относительно центральной оси.

Каждый детектор содержит 128 независимых каналов сцинтилляционных счетчиков. Конструкция детектора позволяет менять его разрешающую способность от 0,1 мм до 2 мм. Каждый канал детектора выставляется в оптимальный режим работы при помощи задания высокого напряжения на Фотоэлектронном Усилителе (ФЭУ). Для всех каналов используется два уровня амплитудного дискриминатора входного сигнала, с отношением уровней 1:3, что позволяет четко разделить одно- и двухквантовые события. Работа электроники детектора синхронизируется с рождением фотона в накопительном кольце при проходе электрона через поворотный магнит. Минимальное время регистрации детектора определяется суммой двух составляющих – временем набора необходимой статистики и временем считывания данных с детектора в буфер памяти (первое задается пользователем, второе время равно 64 мкс).

Основные характеристики детектора:

Измеренная квантовая эффективность .....	90 %
Расстояние между полосами сцинтилляторов .....	> 8 мм
Общее число каналов (сцинтилляционных счетчиков) .....	2 × 128
Размеры рентгеновской чувствительной области	
– по горизонтали (изменяется) .....	26...256 мм
– по вертикали .....	10 мм
Разрешающая способность (изменяется) .....	0,1...2 мм
Используемый сцинтиллятор .....	YAlO <sub>3</sub> (Ce)
Время высвечивания сцинтиллятора .....	40 наносек.
Толщина сцинтиллятора вдоль пучка .....	2 мм
Используемый ФЭУ .....	ФЭУ-60
Скорость счета каждого канала .....	около 6 МГц
Разрядность данных каждого канала .....	20 бит.

## Список литературы

1. Скуридин В.С. Методы и технологии получения радиофармпрепаратов: учеб. пособие. – Томск: Изд-во ТПУ, 2007. – 97 с.
2. Кононов Б.А., Лукин А.Л. Протонная радиография. – Томск: Изд-во ТГУ, 1988. – 168 с.
3. Линденбратен Л.Д., Наумов Л.Б. Медицинская рентгенология. – М.: Медицина, 1984.
4. Лундин А.Г. Федин Э.И. ЯМР-спектроскопия. – М.: Наука, 1986.
5. Розенштраух Л.С. Невидимое стало зримым (Успехи и проблемы лучевой диагностики). – М.: Знание, 1987.
6. Коновалов А.Н., Корниенко В.Н. Компьютерная томография в нейрохирургической клинике. – М.: Медицина, 1988.
7. Савченко Т., Мечев Д., Романенко В. Руководство по ядерной медицине. – К., 1991.
8. Физика визуализации изображений в медицине: в 2-х томах. Т.1: пер. с англ. / под ред. С. Уэбба. – М.: Мир, 1991.
9. Помозгов А.И., Терновой С.К. и др. Томография грудной клетки. – К.: Здоровье, 1992.
10. M. Ando, C. Uyama. Medical Application of Synchrotron Radiation. Springer-Verlag, 1998.
11. Группен К. Детекторы. – Новосибирск: Сиб. Хронограф, 1999.
12. <http://www.inp.nsk.su.medicine>. МЦРУ «Сибирь». Сайт практического рентгенолога.

## ГЛАВА 10. ПОЛУЧЕНИЕ МЕМБРАН С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПУЧКОВ ИОНОВ ЦИКЛОТРОНА НИИ ЯФ ТПУ (Материал представлен В.В. Сохоревой)

В живых организмах для создания благоприятных условий и управления процессами обмена веществ в основных процессах жизнедеятельности таких как, питание, дыхание, удаление отходов, синтез белков и других существуют особые биологические структуры, так называемые, полупроницаемые мембраны. Они обеспечивают направленный перенос веществ из внешней среды в клетку и наоборот. Причина, объясняющая такую исключительную роль мембран в живых структурах, кроется в том, что полупроницаемые мембраны требуют для проведения процессов разделения минимальных затрат энергии по сравнению с другими процессами. Этим же объясняется и возрастающий интерес к исследованию и практическому использованию различных мембранных структур и мембранных процессов разделения вещества.

В зависимости от размеров частиц разделяемых веществ и характера процессов выделяют следующие мембранные методы: обратный осмос, ультрафильтрация, нанофильтрация, микрофильтрация, испарение через мембрану, диализ, электродиализ, диффузионное разделение газов. На рис. 10.1 приведены границы применимости различных мембранных методов разделения жидких сред.

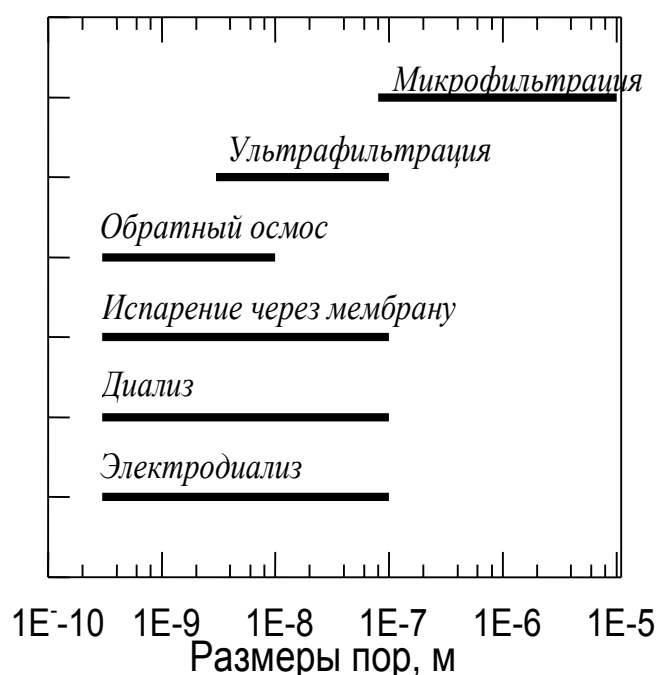


Рис. 10.1. Границы применимости мембранных методов разделения вещества

Мембранные технологии находят применение в химической, нефтехимической, нефтеперерабатывающей промышленности, в биотехнологии и медицине (для выделения биологически активных веществ, вирусов, ферментов, фракционирования крови и др.), в пищевых технологиях для концентрирования, обезвоживания, «холодной» стерилизации пищевых продуктов, в процессах обработки питьевой и сточных вод, умягчения природных и опреснения морских вод, а также во многих других областях.

Для широкого использования мембранных методов необходимо разработать технологию изготовления мембран, удовлетворяющих ряду противоречивых требований:

высокой разделяющей способности при высокой проницаемости, а также высокой прочности и стабильности характеристик в процессе эксплуатации. Кроме того, мембраны должны иметь низкую стоимость, что позволит широко использовать мембранные процессы разделения для решения многих актуальных задач.

По существу решение каждой новой задачи разделения предъявляет специфический комплекс требований к мембране и, следовательно, требует создания конкретной, адекватной данной задаче мембраны.

Для получения мембран используются самые разные материалы: полимерные пленки, стекло, керамика, металлические пленки и др. Все мембраны разделяют на непористые, в которых разделение веществ происходит в процессе диффузии через вещество мембраны, и пористые, в которых разделение веществ происходит в результате фильтрации вещества через капиллярную структуру мембраны. Диапазон размеров пор в пористых мембранах различных типов – от  $10^{-10}$  до  $10^{-5}$  м.

### 10.1. Технология получения трековых мембран

Для получения мембран используются ряд способов. Наиболее широко распространен способ получения полимерных мембран, при котором мембрана образуется из раствора полимера в результате частичного испарения летучих растворителей и разделения системы на фазы при охлаждении. Возникает губчатая структура пор, размеры которых можно направленно менять в широких пределах ( $10^{-9} \dots 10^{-5}$ ) м. Полимерные мембраны изготавливают в виде пленок или волокон с изотропной или асимметричной структурой пор. Но уже в шестидесятые годы, с развитием прикладной ядерной физики появились мембраны нового поколения – ядерные трековые мембраны.

**В 1962 г. было установлено, что осколок деления атомных ядер создает в диэлектрических материалах сплошные протяженные дефекты структуры, называемые треком, который после специальной химической обработки становится видимыми. Этот эффект стал основой для применения в качестве трековых детекторов ядерных частиц таких диэлектрических материалов как слюда, стекло, природные минералы, а также синтетические полимеры. В тоже время стало ясно, что треки ядерных частиц, возникающих при ядерном делении, после соответствующего химического травления можно использовать для перфорации тонких пленок материала с целью получения фильтров с заданной геометрической формой пор и контролируемой пористостью и размерами пор. С этого времени ядерные частицы попали в арсенал инструментов, которые используются для создания мембран.**

Первоначально для получения фильтров использовались осколки деления, образующиеся при облучении тонкой урановой ( $^{235}\text{U}$ ) пластинки потоком нейтронов из ядерного реактора. Эти осколки имеют большой заряд и энергию и весьма эффективно разрушают структуру полимера вдоль траектории движения частицы. Именно так получают фильтры, известные под именем «нуклеопоры», в компании «Nucleopore corporation».

В начале 70-х годов было предложено использовать пучки ускоренных на циклотроне У-300 лаборатории ядерных реакций ОИЯИ. Ускорители ионов обеспечивают более мощные потоки многозарядных ионов, позволяют использовать однородные по составу и энергии пучки ионов, что в конечном итоге приводит к получению более качественных и более дешевых фильтров по сравнению с реакторным методом.

Образование треков в полимере.

Проходя сквозь пленку облучаемого вещества, тяжелый ион образует канал сильного радиационного повреждения. В этих каналах молекулы облучаемого полимера разорваны и расщеплены на более мелкие компоненты (радикалы). При взаимодей-

ствии с облучаемым веществом тяжелый ион теряет часть или всю свою энергию, производя при этом радиационное нарушение вещества вдоль трека. В результате этого воздействия, образуется область вещества с измененной структурой, которая, как правило, обладает повышенной химической растворимостью. Эта область называется латентным треком (скрытым). Поскольку полимеры достаточно стабильны к воздействию температуры и влажности среды, область латентного трека может сохраняться в течение нескольких лет.

Рассмотрим подробнее процесс воздействия тяжелых ионов на структуру полимеров. При облучении полимеров тяжелыми ионами происходит изменение химических связей, путем разрыва или перекрестной сшивки молекулярных цепей. Разрывам подвержены в основном полимеры, имеющие структуру, показанную на рис. 10.2.

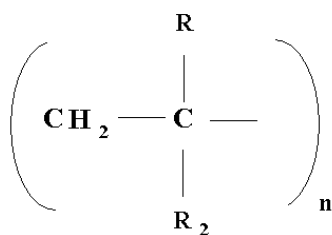


Рис. 10.2. Структуры полимеров подверженных разрыву

Разрывы приводят к образованию более коротких молекул с повышенной радиационной стойкостью. Следствием разрывов является изменение свойств вещества в латентном треке: уменьшение средней молекулярной массы, увеличения растворимости полимера, уменьшение температуры размягчения, ухудшение механических свойств. Радикалы, ионы и активизированные молекулы, которые образуются при радиационном воздействии на полимеры, могут вызывать реакцию между молекулами самого полимера, в результате этого взаимодействия может произойти связывание макромолекул между прочными углеродными мостиками и создание разветвленной пространственной сетки.

Однако чувствительность полимеров к малым изменениям их химической структуры очень высока и изменение хотя бы одной химической связи приводит к модификации полимера и он будет отличаться от исходного вещества растворимостью, вязкостью и прочностью. Дальнейшее воздействие специально подобранных химических травителей на полимеры с латентными треками приводит к образованию пустотелых конических или цилиндрических каналов травления.

Схема формирования и выявления треков.

Общее представление о формировании сквозных треков в полимере дает схема, представлена на рис. 10.3.

На первой стадии процесса происходит передача энергии заряженной частицы веществу. Продолжительность облучения определяется параметрами заряженной частицы (зарядом, массой, энергией), а также тормозной способностью облучаемого вещества. Высвобождающиеся  $\delta$ - электроны передают свою энергию атомам и молекулам вещества вокруг траектории первичной частицы, в результате чего они ионизируются и возбуждаются. Плотность ионизации, пространственное распределение ионов, соотношение доли потерь энергии на ионизацию и возбуждение зависят в конечном итоге также от параметров первичной частицы. Продолжительность первой стадии процесса ( $10^{-13} \dots 10^{-12}$ ) с, обусловлена замедлением это время  $\delta$ -электронов до субвибрационных энергий (менее 6 эВ) На этом заканчивается непосредственное воздействие первичной частицы на вещество. В результате этого воздействия происходит

образование области первичного латентного трека. После образования первичного латентного трека начинается формирование латентного трека.

Затем на второй стадии процесса в течение ( $10^{-12} \dots 10^{-9}$ ) с. происходит перенос и перераспределение энергии, что приводит к установлению теплового равновесия в области трека. Основными механизмами на этой стадии являются: передача энергии в столкновениях продуктов ионизации, накопление энергии в форме потенциальной энергии возбужденных молекул и химически активных радикалов, люминесценция возбужденных атомов. При облучении полимеров преобладает второй механизм, а люминесценцией можно пренебречь.

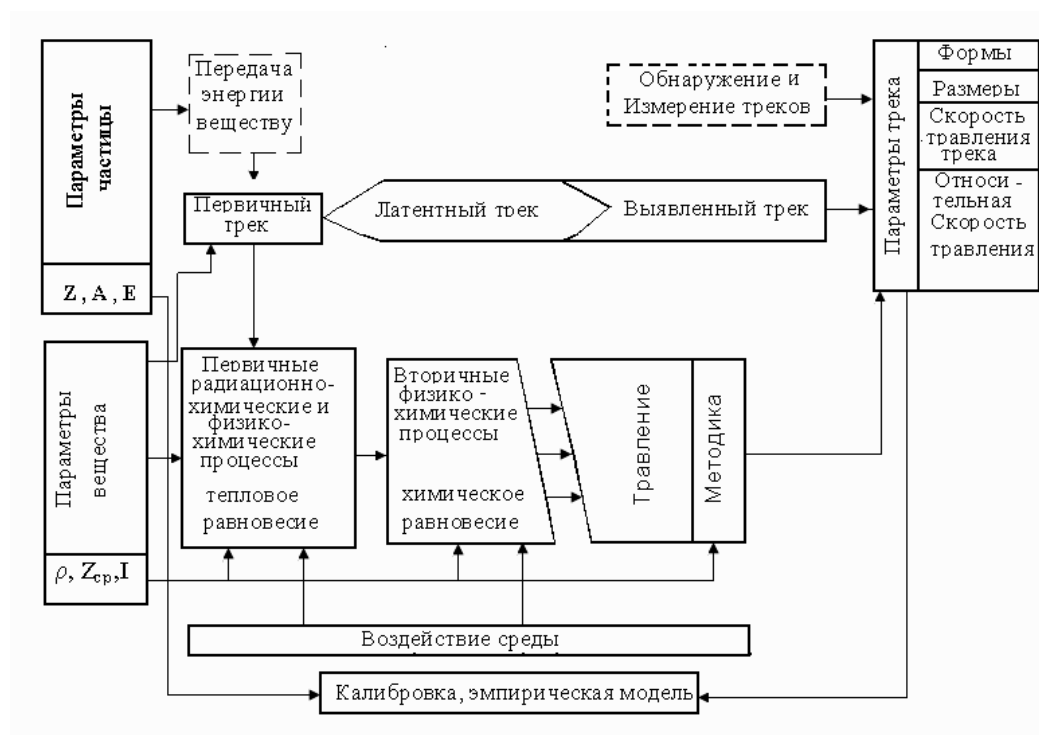


Рис. 10.3. Схема формирования и выявления трека заряженных частиц

По окончании второй стадии процесса энергия оказывается сконцентрированной возбужденными молекулами и свободными радикалами, а электроны, которые замедлились до тепловых энергий, будут захватываться ловушками.

На третьей стадии происходит ряд физико-химических процессов, совокупность которых направлена в сторону установления химического равновесия в области латентного трека. Вещество в области латентного трека, диаметр которого равен радиусу иона, отличается меньшей средней молекулярной массой, измененной плотностью, возросшей растворимостью. Латентные треки могут наблюдаться с помощью электронного микроскопа, но этот способ очень трудоемок, к тому же полимер разрушается под воздействием электронного пучка микроскопа. Поэтому следующим этапом должно быть химическое травление латентных треков с целью получения сквозных пор, плотность и диаметр которых затем измеряется кондуктометрическим методом в специальной ячейке.

Методы формирования сквозных треков в ядерных фильтрах.

Наиболее универсальным и широко используемым методом получения сквозных треков в трековой мембране (ядерный фильтр) является травление облученного полимера в избирательном химическом травителе. Суть травления заключается в растворении матери-



ала, специально подобранным «избирательным» травителем. В этом случае растворение идет преимущественно в области латентного трека и с большой скоростью. В результате травления образуются сквозные треки, представляющие собой пустотелый канал рис. 10.4.

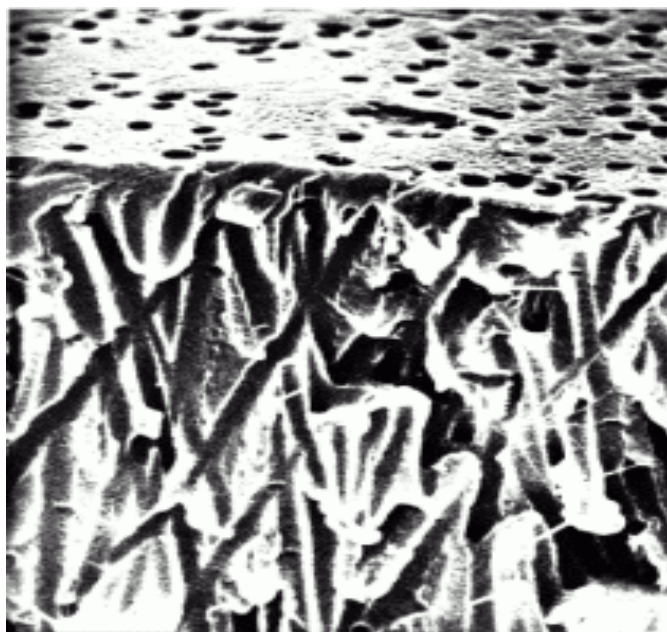


Рис. 10.4. Поперечный срез трековой мембраны с протравленными пустотелыми каналами

Следует отметить, что в целом кинетика образования трека и его конечные размеры и форма определяются параметрами первичного трека, физико-химическими параметрами трекосодержащего вещества, составом травящего раствора, его концентрацией и температурой. Радиационное воздействие на полимеры, как уже рассматривалось выше, приводит к разрыву химических связей молекул и модификации вещества в латентном треке. Этим фактором можно объяснить увеличение скорости растворения области вдоль трека. Таким образом, всегда выполняется соотношение  $V_t > V_b$ , т. е. скорость травления вещества в треке всегда будет выше скорости травления полимера вне облученной области. Сечение трека определяется типом налетающего иона и параметрами химического раствора и режимами травления. Оно может быть: цилиндрическим, конусообразным, в виде пересекающихся двух конусов и т. д. Цилиндрическая форма пор получается тем легче, чем выше  $Z$  налетающего иона.

Свойства трековых мембран зависят от состава полимера, его толщины, диаметра и формы пор, а также от плотности пор. Каждый из этих параметров, в свою очередь, зависит от характеристик применяемых ионных пучков.

Наилучшие характеристики мембран обеспечиваются при облучении полимерных пленок ионами с максимальным зарядом, в частности –  $^{84}\text{Kr}$  и  $^{136}\text{Xe}$ . Диаметр деструктурированной области, в районе трека иона  $^{136}\text{Xe}$  составляет (100...160) ангстрем. В этом случае благодаря более высокой плотности потерь энергии иона, которая растет с ростом заряда  $Z$  иона и имеет максимум при энергиях около 1 МэВ/нукл., обеспечивается более высокое соотношение скоростей травления вдоль трека ( $V_t$ ) к скорости травления неповрежденного полимера ( $V_b$ ). Отношение  $V_t / V_b$  является мерой избирательности травления треков. Так для получения калиброванных пор цилиндрической формы необходимо, чтобы скорость травления в треке была значительно выше, чем скорость травления в неповрежденном полимере.

Ниже в табл. 10.1 приведены некоторые экспериментальные значения радиуса треков.

Таблица 10.1

Значения радиусов латентных треков для различных полимеров

Полимер	Налетающие ионы, E = 1 МэВ/нуклон	Радиус латентного трека, нм
Полиэтилентерефталат	Ксенон	4...6
Поликарбонат макрофол	Осколки деления	5...6
Поликарбонат лексан	Ионы железа	2...5

На рис. 10.5 представлен фрагмент трековой мембраны с цилиндрическими порами.

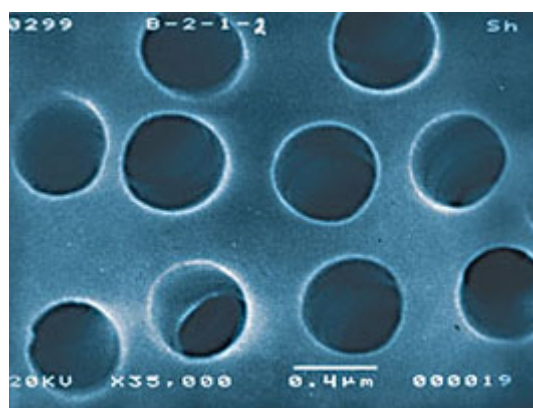


Рис. 10.5. Фрагмент трековой мембраны с цилиндрическими порами

Требуемая энергия бомбардирующих частиц непосредственно связана с толщиной, облучаемого полимера. Так, например, для получения сквозных пор в ПЭТФ (наиболее часто используемого для создания трековых мембран) толщиной 10 мкм необходимо, чтобы энергия налетающих ионов не менее МэВ/нуклон. Плотность пор в ядерных мембранах может варьироваться от  $(10^5 \dots 10^{10}) \text{ см}^{-2}$ .

Исследования, проведенные при изготовлении ядерных микрофильтров, показали возможность использования и более легких ионов, в частности ионов  $^{40}\text{Ar}$ , которые можно получать на относительно небольших ускорителях, в частности на циклотроне НИИ ЯФ ТПУ. Естественно, что использование более доступных и менее дорогих пучков малых циклотронов благоприятно сказывается и на себестоимости микрофильтров.

Таким образом, ионы могут обеспечить на таких циклотронах создание мембран с порами от  $10^{-8}$  до  $10^{-5}$  м, для микро- и частично для ультрафильтрации.

## 10.2. Особенности получения трековых мембран на циклотроне Р-7М (У-120).

Циклотрон НИИ ЯФ имеет напряженность магнитного поля – 1,5 Т, радиус вывода пучка ионов – 0,53 м. Параметры ускоряемых частиц представлены в табл. 10.2.

Таблица 10.2

Тип ускоряемого иона	Энергия
$^1\text{H}^{+1}$ (Протоны)	4,5...11 МэВ
$^2\text{H}^{+1}$ (Дейтроны)	9...14 МэВ
$^4\text{He}^{+2}$ ( $\alpha$ -частицы)	4...28 МэВ
$^3\text{He}$	18...28 МэВ
$^{12}\text{C}$ , $^{14}\text{N}$ , $^{16}\text{O}$ , $^{40}\text{Ar}$ ,	1 MeV/A

Циклотрон позволяет ускорять ионы кислорода, азота, аргона с энергией 1 МэВ/нуклон. Наиболее подходящим для получения мембран является пучок ионов

$^{40}\text{Ar}^{+8}$  с полной энергией около 41 МэВ. В этом случае возможно создание сквозных треков в ПЭТФ пленке толщиной 10 мкм.

Для минимизации потерь пучка ионов  $^{40}\text{Ar}^{+8}$  в процессе ускорения и транспортировки в экспериментальной камере циклотрона поддерживается необходимый вакуум около  $2 \cdot 10^{-6}$  торр. Работа источника ионов в режиме генерации ионов  $\text{Ar}^{+8}$  отличается от режима получения более легких ионов тем, что в данном случае требуется большее анодное напряжение при максимально возможном токе. Связано это с тем, что потенциал ионизации  $\text{Ar}^{+8}$  значительно выше (396,4 эВ), а сечение ионизации значительно меньше, чем для ионов с меньшим зарядом. Поэтому источник работает с напряжением дуги (600...650) В, при токе дуги – 10 А.

Ускоренный пучок выводится из циклотрона с помощью электростатического дефлектора и по каналу направляется в камеру облучения пленки. Развертка пучка в горизонтальном направлении по ширине пленки производится с помощью отклоняющих пластин, к которым прикладывается линейно изменяющееся напряжение. Пучок после прохождения через систему развертки поступает в камеру, схематически показанную на рис. 10.6.

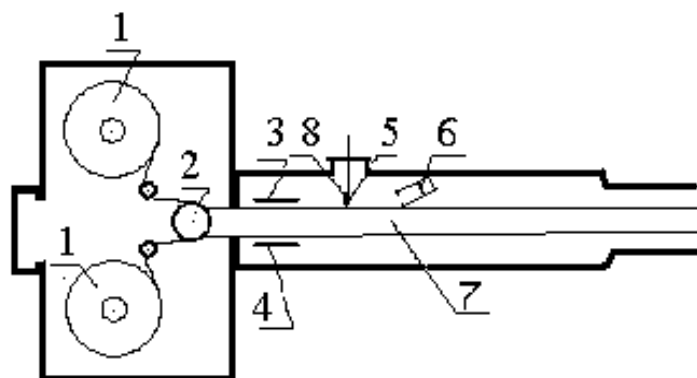


Рис. 10.6. Камера облучения пленки.

1 – рулон с пленкой, 2 – валик, 3 – экран с люминофором,

4 – экран с измерительными электродами, 5 – мишень, 6 – полупроводниковый детектор ионов, 7 – ионный пучок, 8 – образцовый альфа источник

На валике 2 (диаметр валика 100 мм) размер пучка ограничивался размерами 60×300 мм. Измерение энергии и энергетического распределения ионного пучка проводится при помощи спектрометра с полупроводниковым кремниевым детектором 6. Детектор регистрирует рассеянные ионы аргона от мишеней 5, в качестве которых используются тонкие слои Co, Ni, Au на кремниевой подложке. Использование трех мишеней позволяет более точно определить энергию налетающих ионов. Для калибровки энергетической шкалы детектора производят с помощью образцовых альфа-источников 8, укрепленные на одном и том же штоке вместе с мишенями. В результате измерений определялась средняя энергия ионов аргона  $41,0 \pm 0,5$  МэВ. Распределение интенсивности пучка по ширине пленки перед началом облучения грубо контролируется с помощью экрана 3 с покрытием из люминофора (ZnS). Более точная установка равномерного распределения интенсивности пучка по ширине пленки производится по показаниям многоканального измерителя тока, сигналы на который поступают с металлических электродов, расположенных на экране 4. Неравномерность развертки по ширине пленки не превышает 10 %. После настройки системы развертки экран 4 убирается с пучка, а контроль интенсивности пучка в процессе облучения производился по сигналам с двух электродов, расположенных вне облучаемой зоны пленки.

**Физико-химическая обработка облученных пленок и свойства трековых мембран полученных в НИИ ЯФ ТПУ.**

Трековая мембрана, создаваемая в НИИЯФ зарегистрирована под торговым названием «ТОМТРЕК» рис. 10.7.



Рис. 10.7. Рулоны с «ТОМТРЕК»

(блестящий рулон – исходная пленка ПЭТФ, рулоны матового цвета – трековая мембрана)

В качестве исходного материала для получения трековых мембран использовали пленку из полиэтилентерефталата, толщиной 10 мкм и шириной 320 мм производства Владимирского химического завода. Для повышения отношения скорости травления в треке и на периферии полимера, облученную пленку подвергают дополнительной деструкции путем облучения ультрафиолетом с помощью люминесцентных ламп типа ЛБ-40.

Для оценки параметров пор в трековой мембране используют следующие методы:

- метод «пузырька» для определения диаметра пор. Зависимость диаметра пор  $Dm$  от давления газа, соответствующего началу массового появления пузырьков на поверхности мембраны, смоченной этиловым спиртом, определялась по соотношению  $Dm[\text{мкм}] = 0,065/P [\text{МПа}]$ , где  $P$  – давление массового появления пузырьков;
- метод измерения потока газа через единичную площадь для определения проницаемости мембраны;
- контроль поверхности мембраны с помощью растрового электронного микроскопа типа РЭМ-100 для определения плотности пор и их размеров на поверхности.

В табл. 10.3 приведены основные параметры трековых мембран «ТОМТРЕК», производимых на циклотроне НИИ ЯФ ТПУ.

Таблица 10.3

Основные параметры трековых мембран «ТОМТРЕК»

Диаметр пор $d$ , мкм	0,2	0,4	0,50,4	0,7	1,0	1,5	2
Проницаемость по азоту, не менее $\times 10^{-6}$ м(с.Па), (л/ мин.см <sup>2</sup> атм)	2,3	7,0	10	15	25	50	66,6
Проницаемость по дистиллированной воде не менее $\times 10^{-6}$ м(с.Па), (л/ мин.см <sup>2</sup> атм)	1,6	4,2	6,0	9,0	15	30	40
Проницаемость по дистиллированной воде не менее $\times 10^{-6}$ м(с.Па), (л/ мин.см <sup>2</sup> атм)	20	58	92	106	333	666	116
Разрывное давление	Не менее 0,17...0,2 МПа						

На рис. 10.8 представлена конструкция держателя трековой мембраны для контроля производительности мембраны и определения диаметра пор.

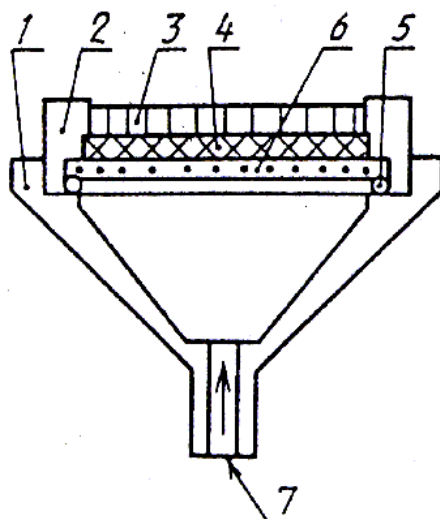


Рис. 10.8. Схема ячейки для испытания мембраны.

Здесь: 1 – основание, 2 – кольцо зажимное, 3 – пластина металлическая, 4 – сетка, 5 – кольцо уплотнительное, 6 – мембрана, 7 – патрубок для подачи воздуха или азота

### 10.3. Применение мембран «ТОМТРЕК»

Для оценки возможности использования трековых мембран различных процессах очистки были проведены лабораторные и полупромышленные эксперименты по очистке жидких лекарственных препаратов, вина, пива от микрофлоры с целью их микробиологической стабилизации. Во всех случаях отмечалось более высокое качество очистки по сравнению с традиционными методами (центрифугирование, фильтрация на картоне, фильтрация на насыпной загрузке). Существенно увеличивался срок годности продуктов.

Важной проблемой, в которой трековые мембраны показали свою эффективность, является очистка питьевой воды. Как известно артезианская вода, которая является основным источником водоснабжения в Томске и области, насыщена солями железа. Причем во многих населенных пунктах области артезианская вода поступает в водопровод напрямую из скважин, без какой либо обработки. Для решения проблемы доочистки питьевой воды был разработан водоочиститель «Исток-01», внутри которого находится рулон трековой с порами (0,3...0,4) мкм.

Водоочиститель работает самотеком под действием силы тяжести. Очищаемая вода проходит через трековую мембрану, которая удерживает частицы взвеси, микробы, а также через слой активированного угля, содержащего серебро, который адсорбирует разные химикаты, удаляет привкусы, запах, хлор. Ниже в табл. 10.4 приведены показатели качества водопроводной воды г. Томска до и после очистки водоочистителем «Исток-01».

Таблица 10.4

Показатель качества воды	До очистки	После очистки	ПДК
Мутность, мг /дм <sup>3</sup>	0	0	1,5
Запах при 200С, баллов	2, хлорный	0	2
Привкус при 200С, баллов	1, хлорный	0	2
Цветность, град	0	5	20
Железо, мг/ дм <sup>3</sup>	2,6	0,08	0,3
Медь, мг/дм <sup>3</sup>	0,23	0,04	1
СПАВ, мг/дм <sup>3</sup>	2,96	0,28	0,5
Коли индекс, 1/дм <sup>3</sup>	2,4.106	Нет	3
Общее микробное число, 1/мл	Общее микробное число, 1/мл	нет	500

На рис. 10.10 и 10.11 приведены схема фильтрации и внешний вид водоочистителя «Исток-01».



Рис. 10.10. Схема фильтрации. Рис. 10.11. Внешний вид «Исток-01»

Водоочиститель «Исток-01» защищен свидетельством на полезную модель. Ресурс работы фильтра – 1000 л по воде г. Томска.

#### 10.4. Применение трековой мембраны в качестве шаблона

Высокая объемная концентрация треков в полимерной матрице позволяет формировать на её основе наноструктуры в объектах наноэлектроники, плотность которых в 100...1000 раз выше, чем предельно достижимая в настоящее время. Полые или почти пустые трековые области могут заполняться атомами практически любого сорта, например, путем гальванического осаждения. После удаления материала основы остаются столбчатые субмикронные структуры обладающие уникальными свойствами. В зависимости от сорта атомов осажденного вещества они могут приобретать новые оптические, магнитные, электронные свойства и привести к появлению нового поколения электронных и оптоэлектронных наноразмерных приборов. Поэтому очень перспективной является возможность использования нанотехнологии для увеличения критических токов и магнитных полей в сверхпроводящих высокотемпературных керамиках (ВТСП), для формирования квантовых точек и квантовых проволок в изоляторах, для формирования ферромагнитных наноразмерных проволок в парамагнитных материалах, увеличения адгезии металлических слоев к полимерам и др.

Для получения развитой поверхности в НИИЯФ через шаблон из трековой мембраны выращены перспективные субмикронные столбчатые структуры из меди и никеля с диаметрами от 70 до 400 нм и высотой от 2 до 3 мкм.

Использование в качестве шаблонов трековых мембран с строго калиброванными порами раскрывает большие возможности для разных технологий, не требуя больших финансовых затрат, как в случае формирования регулярных мембран, изготавливаемых методами литографии. Однако они, в свою очередь, имеют недостаток, который заключается в менее равномерном распределении пор в мембране.

Для получения шаблона с регулярным распределением пор применяются литографические технологии, о которых будет рассказано в следующей главе.

## Список литературы

1. Дытнерский Ю.И. Баромембранные процессы. Теория и расчет. – М.: Мир, 1987. – 462 с.
2. Флеров Г.Н., Барашенков В.С. Практические применения пучков заряженных частиц // Успехи физических наук. – 1974. – Т. 114. – С. 351–373.
3. Маренный А.М. Диэлектрические трековые детекторы в радиационном и радиобиологическом эксперименте. – М.: Энергоатомиздат, 1987. – 180 с.
4. Price P.B., Walker R.M. Phys. Rev. Lett, 1962. – V. 8. – P. 217–219.
5. Апель П.Ю. и др. Ядерные ультрафильтры // Коллоидный журн. – 1985. – Т. 47. – № 1. – С. 3–8.
6. Флеров Г.Н., Барашенков В.С. Практические применения пучков заряженных частиц // Успехи физических наук. – 1974. – Т. 114. – С. 351–373.
7. Головков В.М., Пирогов Н.В. Патент РФ № 2132580, мки: G21K1, Устройство для равномерной развертки пучка ионов // Бюллетень Изобретений. – № 18. – 1999.
8. Головков В.М., Комов А.И., Коньков В.А. и др. Особенности получения трековых мембран с помощью циклотрона типа У-120 // Изв. вузов. Физика. – 1998. – № 4. – С. 187–192.
9. Апель П.Ю., Третьякова С.П. Изучение процессов травления следов тяжелых заряженных частиц кондуктометрическим методом // Приборы и техника эксперимента. – 1980. – № 3. – С. 58–61.
10. Головков В.М., Сохорева В.В. и др. Трековые мембраны, особенности получения, модификация мембранных свойств и темплейтные металлические структуры // Физика. – Изд. ТГУ. – № 10. – Т. 3. – 2007. – С. 270–275.
11. Полезная модель РФ № 10744, МКИ: E03C 1/10, B01D 13/00 Бытовой мембранный фильтр для очистки питьевой воды самотеком, авт. Головков В.М., Оpubл.в «Бюлл. Изобр.». – № 8. – 1999.

## ГЛАВА 11. ЛИТОГРАФИЯ ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ НА ПУЧКАХ СИНХРОТРОННОГО ИЗЛУЧЕНИЯ (Материал представлен Н.А. Тимченко)

Различают несколько видов литографии: оптическая, ультрафиолетовая, электронно-лучевая, рентгеновская и ионная. Исторически наиболее развита и широко используется оптическая литография. Технология литографии применяется прежде всего при производстве элементов современных полупроводниковых приборов (интегральные схемы, микропроцессоры и др.) и заключается в том, что со специально приготовленного фотошаблона на подложку переносится изображение рисунка (см. рис. 11.1). Для этой операции традиционно использовались оптические ультрафиолетовые лампы или лазерные пучки. В литографии процесс создания необходимого рисунка на подложке в принципе аналогичен процессу фотографии.

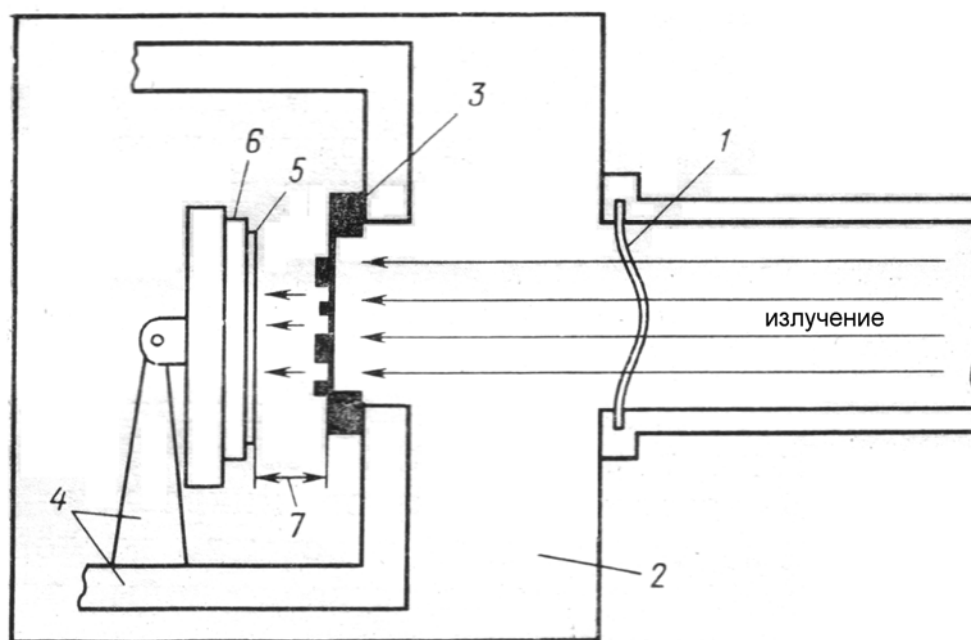


Рис. 11.1. Схема установки для литографии.

1 – окно прозрачное для излучения в области 0,2...20 нм, 2 – камера для экспонирования, 3 – шаблон, 4 – юстировочный столик, 5 – фоторезист (плёнка оргстекла толщиной ~ Мкм), 6 – кристалл кремния, 7 – расстояние шаблон-резист

Элемент микросхемы представляет собой монокристалл кремния (6), на который нанесён сначала слой окисла кремния  $\text{SiO}_2$ , а на него – фоторезист (5). Эту «слодку» через шаблон (3), находящийся на расстоянии (2...5) мкм, освещает пучок излучения. В результате облучения в резисте формируется скрытое изображение, повторяющее рисунок маски. При проявлении резист образует негативное или позитивное рельефное защитное покрытие на поверхности обрабатываемой пластины, повторяющее рисунок шаблона. Далее происходит процесс травления в результате которого изображение переносится на кремниевую пластину. Оптическая литография известна уже более века и достигла высокого совершенства в полиграфии. Дальнейшее её развитие связано с потребностями электронной промышленности, где её методы развивались от производства печатных плат до изготовления больших интегральных схем (БИС). Для производ-



ства фотошаблонов главным образом применяется электронная литография на специальных электронных микроскопах – электронных литографах.

Увеличение степени интеграции элементов микросхемы, надежности и быстродействия, создание современных супербольших интегральных схем (СБИС) стало возможным благодаря широкому использованию микролитографических процессов и разработке новых технологических методов и приемов, позволяющих воспроизводить в слоях резиста элементы топологии интегральных схем субмикронных размеров. Изображение на резисте используется в качестве маски при субтрактивном травлении (удалении) и нанесении слоев металлов, диэлектриков, а также при имплантации примесей в заданные микрообласти полупроводниковой пластины при формировании структуры микроэлектронного прибора. При изготовлении СБИС приходится до 30 раз повторять операции формирования изображения и совмещения его с предыдущим слоем схемы. Основные этапы литографического процесса приведены на рис. 11.2.

Развитие субмикронной литографии стимулируется тем, что стоимость 1 бит СБИС снижается при уменьшении размеров элементов и более плотном их размещении на схеме. Трудовые и материальные затраты при изготовлении схем с 2,0 – и 0,5 –мкм элементами примерно одинаковы. Однако с уменьшением размеров элементов схемы происходит их резкое удорожание вследствие большой стоимости сложных систем для субмикронного экспонирования и их низкой производительности, которая в основном определяется временем экспонирования. Поэтому самой актуальной задачей становится разработка источников излучения с высокой яркостью, обеспечивающих высокую производительность при литографии.

Наиболее перспективными методами получения структур с субмикронными размерами элементов являются электронная, ионная и рентгеновская литографии, поскольку применение для этих целей оптической литографии ограничивается эффектами дифракции видимого и ультрафиолетового излучения на субмикронных структурах применяемых шаблонов.

Основными преимуществами рентгеновской литографии являются следующие:

1. Высокая производительность, связанная с высокой яркостью современных источников. Кроме того, методом рентгеновской литографии осуществляется процесс параллельного переноса изображения шаблона на резист, в то время как электронная и ионная литографии представляют собой процессы последовательного вычерчивания на резисте изображения элементов топологии сфокусированным электронным или ионным пучком. Это также повышает производительность облучения при рентгеновской технологии.
2. Наилучшее разрешение, связанное как с малой длиной волны рентгеновского излучения вследствие чего проявление дифракционных эффектов существенно подавлено так и с незначительным числом вторичных электронов, вызывающих размытие краев изображения. При использовании существующих резистов и рентгеновских источников пластины  $\varnothing 100$  мм. полностью могут быть проэкспонированы за 1 минуту с разрешением  $< 0,1 \dots 0,2$  мкм.
3. Возможность трехмерной рентгеновской литографии, так как рентгеновское излучение обладает большой глубиной проникновения и относительно слабо рассеивается в материале пластины.
4. Большая радиационная стойкость шаблона. Исследования фирмы ИВМ показали, что с одного шаблона можно получить десятки тысяч отображений. Это связано с меньшими лучевыми нагрузками на шаблон, чем при электронном или ионном облучении.
5. Кроме того, поскольку рентгеновские лучи практически не поглощаются загрязнениями, состоящими из компонентов с малым атомным номером, то наличие за-

грязнений на шаблоне при рентгеновской литографии не приводит к возникновению дефектов рисунка на резисте.

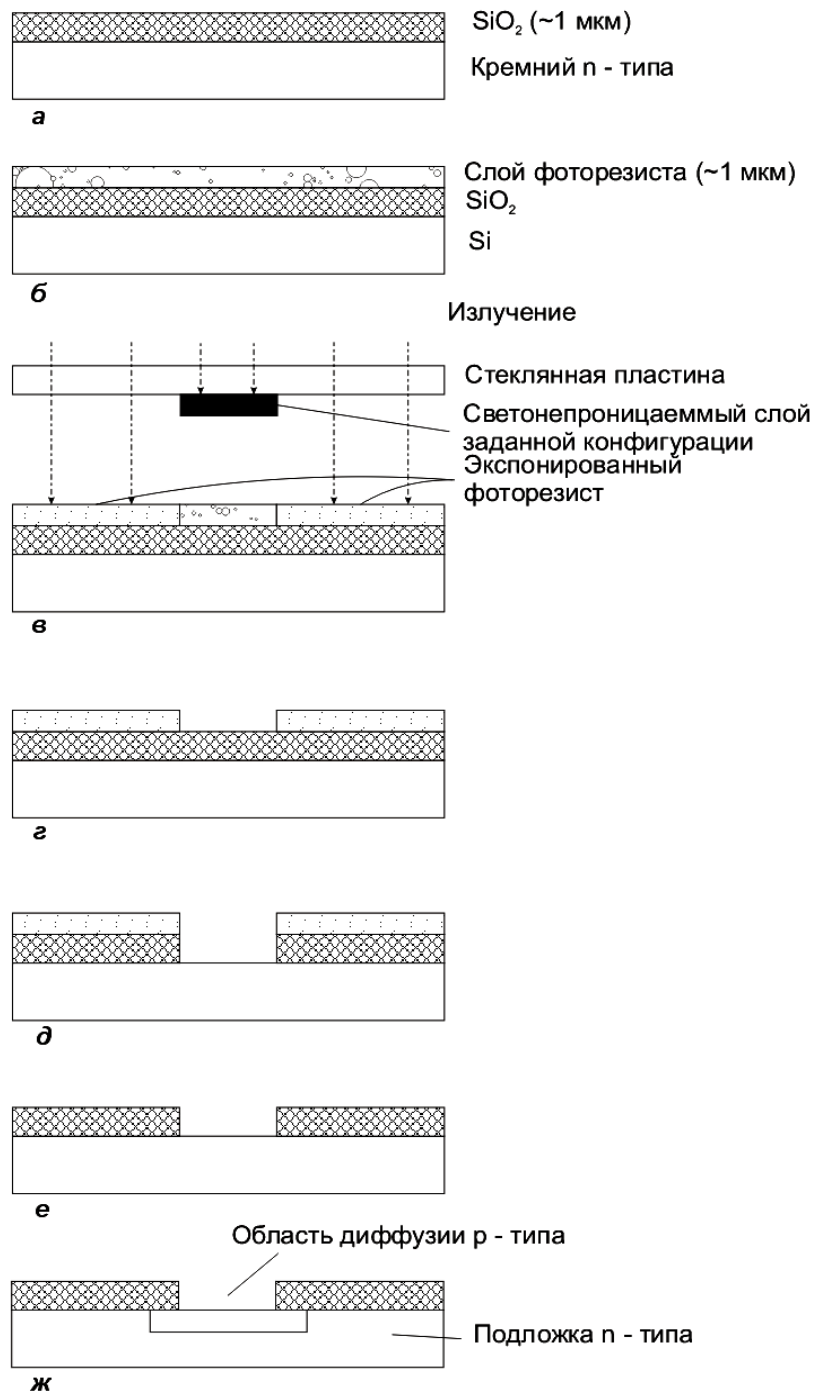


Рис. 11.2. Основные этапы литографического процесса.  
 а – окисление; б – подготовка к литографии, нанесение резиста;  
 в – экспонирование; г – экспонированный резист удален проявителем;  
 д – слой  $\text{SiO}_2$  в открытых окнах резиста удален травлением в растворе  $\text{NH}_4\text{F} + \text{HF}$ ;  
 е – экспонированный слой резиста удален кислотой  $\text{H}_2\text{SO}_4$ ; ж – легирование

Исследования возможностей рентгеновской литографии, проведенные в течение 1974–1985 годов во многих исследовательских центрах привели к заключению, что для практической реализации технологий рентгеновской литографии при производстве

микросхем с субмикронными размерами элементов необходимы потоки рентгеновского излучения с длиной волны (0,5...15) нм, обеспечивающие облученность рентгенорезиста уровне (10...1000) мВт/см<sup>2</sup>. Такие параметры потоков рентгеновского излучения не могут быть получены с использованием рентгеновских трубок или плазменных источников излучения различного типа, однако легко достигаются на источниках синхротронного излучения (СИ) – электронных синхротронах и накопителях, где СИ генерируется как в поворотных магнитах, так и в специальных вставных устройствах ондуляторов и вигглерах, размещаемых в прямолинейных промежутках ускорителя.

### 11.1. Преимущества синхротронного излучения

Синхротронное излучение обладает уникальными свойствами, которые позволяют считать синхротрон эффективным источником света в вакуумной ультрафиолетовой и рентгеновской областях спектра. Главными особенностями такого источника являются следующие:

Спектральное распределение излучения представляет собой континуум, простирающийся от инфракрасной до рентгеновской области спектра. Это позволяет с помощью монохроматоров осуществлять выбор оптимальной для изучаемых процессов длины волны излучения.

Интенсивность синхротронного излучения современных ускорителей в вакуумной ультрафиолетовой и мягкой рентгеновской областях спектра превышает на несколько порядков интенсивность используемых в этих спектральных областях газоразрядных источников излучения и рентгеновских трубок.

Излучение обладает острой направленностью. Расходимость излучения в вертикальной плоскости в направлении распространения составляет несколько миллирадиан, уменьшаясь в рентгеновской области до десятых долей миллирадиана. Поэтому оптические схемы, использующие синхротронное излучение обладают большой глубиной резкости.

Синхротронное излучение в плоскости орбиты обладает практически 100 % степенью линейной поляризации. Если наблюдать излучение вне плоскости орбиты, поляризация излучения становится эллиптической. По разные стороны плоскости орбиты излучение имеет левую и правую эллиптическую поляризацию. В настоящее время это единственный доступный источник поляризованного излучения в вакуумной ультрафиолетовой и рентгеновской областях спектра.

Характеристики синхротронного излучения могут быть с заданной точностью определены расчётным путём.

Синхротронное излучение обладает уникальной временной структурой, определяемой параметрами высокочастотной системы ускорителя. В современных накопителях для ускорения используются резонаторы с частотой в несколько сотен мегагерц, что обеспечивает длину ускоряемых электронных сгустков менее одного сантиметра и, соответственно, длительность импульса излучения от одного сгустка составляет несколько пикосекунд. Расстояние между электронными сгустками зависит от их числа (от одного) и задается при выборе рабочего режима ускорителя.

Синхротронный источник является чистым, так как испускание излучения происходит в сверхвысоком вакууме. Поэтому на синхротронном источнике не существует проблем, связанных с загрязнением элементов оптики формирования необходимой конфигурации пучка и исследуемых образцов продуктами рабочего вещества источника излучения.

Перечисленные свойства и определили широкое использование синхротронного излучения в самых различных отраслях науки и технологиях. В настоящее время излучение от синхротронов и накопительных колец используется в качестве инструмента в

спектральных и структурных исследованиях в химии и материаловедении, физике твёрдого тела и физике поверхности, кристаллографии, биофизике и биохимии, фотохимии и катализе, биологии и медицине.

Анализ рентгенолитографической схемы.

Принципиальная схема экспонирования приведена на рис. 11.3. Разрешение, получаемое при использовании метода рентгеновской литографии, ограничено геометрическими эффектами, поэтому определим основные требования к оптимальному источнику излучения и геометрии схемы экспонирования. Длину волны  $\lambda$ , оптимальную для достижения пространственного разрешения  $\delta\alpha$ , можно найти из уравнения:

$$\delta\alpha^2 = \lambda L_2 + [0,35/(\rho\lambda)]^2, \quad (11.1)$$

здесь  $L_2$  – величина зазора между рентгеношаблоном и экспонируемой пластиной,  $\rho$  – плотность материала резиста. Первое слагаемое представляет дифракционное уширение изображения, второе слагаемое – размытие, обусловленное вторичными электронами, образующимися в материале резиста и в материале поглотителя при воздействии на них рентгеновского излучения.

Из уравнения (11.1) следует, что оптимальная длина волны при заданном пространственном разрешении равна:

$$\lambda_{opt}[\text{Å}] = 0,48/(\rho\delta\alpha). \quad (11.2)$$

Величина зазора при этом ограничена величиной  $L_{2max} = 2,08 \cdot 10^4$  [мкм]; плотность резиста  $\rho$  измеряется в единицах [г/см<sup>3</sup>]; пространственное разрешение  $\delta\alpha$  в единицах [мкм]; оптимальная длина волны  $\lambda_{opt} \sim (1 \dots 15)$  нм.

Рассмотрим требования к яркости источника. Уравнение для времени экспонирования  $t$  может быть записано в виде:

$$(B\Delta_{ист} \delta\alpha^2 t)/L_2 = n/[\eta(1-e^{-\mu d})] \times d/\delta\alpha, \quad (11.3)$$

где в левой части представлено число фотонов, испускаемых источником с яркостью  $B$  и попадающих на площадку размером  $\delta\alpha \times \delta\alpha$ . В правой части учтены потери из-за неполного поглощения фотонов в пленке резиста толщиной  $d$ , а также величина эффективности  $\eta$  фотохимических превращений в материале резиста.  $\mu$  – коэффициент поглощения в резисте,  $n$  – чувствительность резиста, выраженная в числе фотонов, поглощенных элементом объема  $\delta\alpha^3$ , необходимых для полного проявления резиста. Последняя величина имеет принципиальное ограничение, связанное со статистической природой процесса поглощения.  $L_1$  – расстояние между источником и рентгеношаблоном следует оптимизировать, исходя из требуемого разрешения  $\delta\alpha$ . Учитывая искажения размеров, связанные с конечным размером источника  $\Delta_{ист}$ , неплоскостностью рентгеношаблона ( $\delta L_2$ ) и неплоскостностью пластины с резистом  $\delta L_2$  (см. обозначения на рис. 10.3), получим для  $L_1$  минимальное значение:

$$L_{2min} = [(\Delta_{ист} L_2)^2 + ((\delta L_2 A)^2)]/(\delta\alpha)^2. \quad (11.4)$$

Здесь зазор  $L_2$  не может быть равен нулю, так как даже в схеме контактной литографии при идеальной плоскостности существует вклад толщины резиста и толщины поглощающего слоя в шаблоне. Используя формулу (11.4), можно получить выражение, связывающее время экспонирования ( $t$ ), яркость источника ( $B$ ) и достигаемое разрешение ( $\delta\alpha$ ):

$$t = nd/[\eta(1-e^{-\mu d})B\delta\alpha^5] \times [L_2^2 + (\delta L_2 A/\Delta_{ист})^2]. \quad (11.5)$$

Это выражение удобно применять для сравнения производительности литографических систем, использующие разные источники, так как выбор всех параметров, кроме  $B$  и  $\Delta_{ист}$ , обусловлен технологическими требованиями, общими для разных систем.

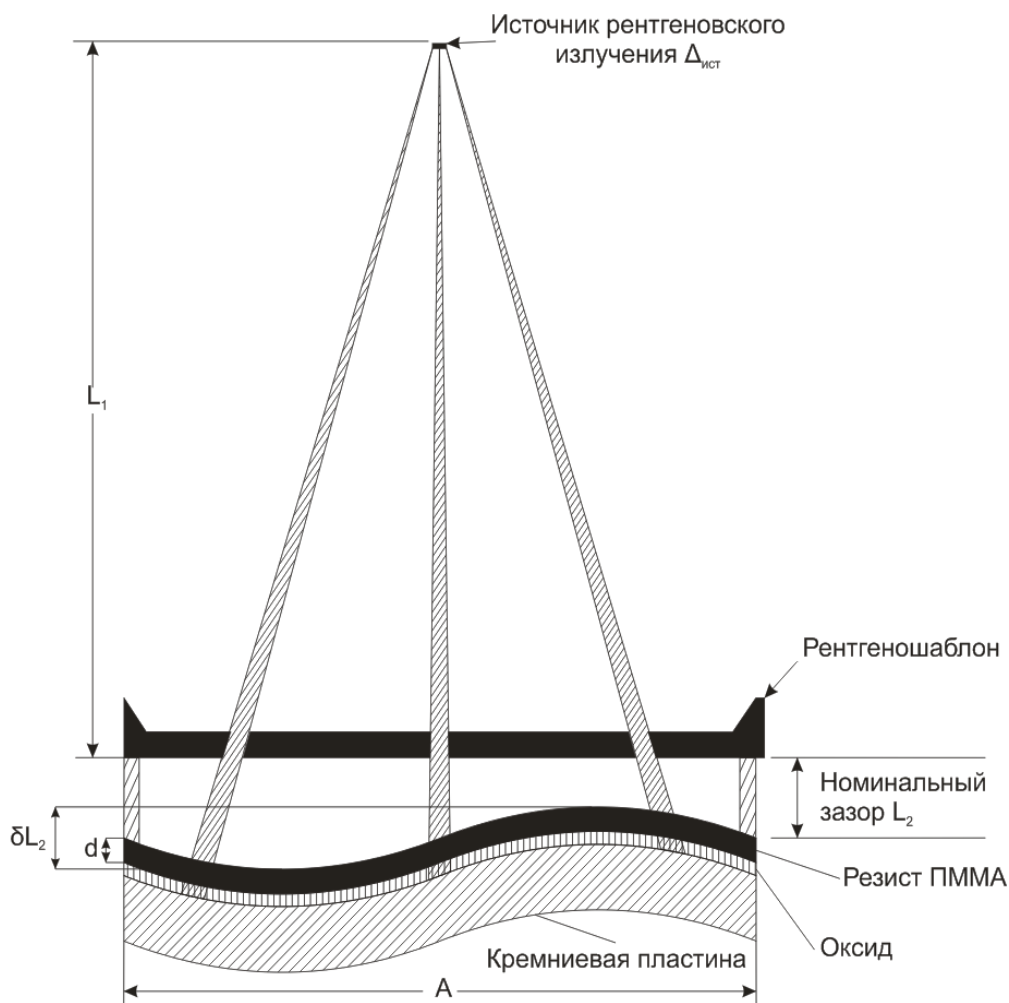


Рис. 11.3. Схема экспонирования с зазором между пластиной и шаблоном

Параметры разных типов рентгеновских источников, используемых для целей рентгеновской литографии приведены в табл. 11.1.

Таблица 11.1

Тип источника	Спектр	Размер источника (см <sup>2</sup> )	Яркость средняя фот/см <sup>2</sup> сек	Режим работы
1	2	3	4	5
Рентгеновская трубка P = 25кВт, Si – анод	ХРИ $\lambda = 7,13\text{Å}$	0,28	2·10 <sup>16</sup>	непрерывный
Сильноточный разряд через капилляр	Линии водорода., а также линии водорода и гелиоподобных ионов капилляра	0,08	(10 <sup>12</sup> ...10 <sup>13</sup> ) × фповтор.	Импульс $\tau = 20$ нсек
Прибор с поверхностным искровым разрядом в капилляре и электронным пучком	Линии водорода., а также линии водорода и гелиоподобных ионов капилляра	2,5·10 <sup>-5</sup>	3·10 <sup>17</sup> × фповтор.	Импульс $\tau = 120$ нсек.
Генераторы на основе взрывающихся проволочек	ХРИ материала проволочки	4	2·10 <sup>16</sup> × фповтор	Импульс $\tau = 60$ нсек

1	2	3	4	5
Лазерная плазма 100 Дж в импульсе длительностью 1 нсек.	ХРИ водорода и гелиоподобных ионов материала мишени.	$2 \cdot 10^{-4}$	1020 ×fповтор	Импульс $\tau = 1$ нсек
Синхротронное излучение ( $E = 1,5$ ГэВ, $I = 500$ мА)	$(3 \dots 20) \text{ \AA}$	$10^{-3}$	$2 \cdot 1025$	непрерывный
Специализированный ондулятор	$(3 \dots 20) \text{ \AA}$	$10^{-3}$	$2 \cdot 1027$	непрерывный

Как следует из приведенной таблицы, наибольшей яркостью в необходимом спектральном диапазоне обладают источники синхротронного излучения, особенно оборудованные специализированными ондуляторами. Дальнейшее уменьшение размера разрешаемого элемента топологического рисунка и сокращение времени экспонирования возможно только за счет резкого увеличения яркости. В связи с этим перспективность СИ накопителей и специальных устройств на базе накопителей в качестве источников для рентгеновской литографии представляется очевидной.

## 11.2. Резисты для рентгеновской литографии

Рентгеновские лучи с длиной волны в диапазоне (0,1...5) нм (энергия фотонов в диапазоне (10...0,25) кэВ) испытывают незначительное рассеяние при прохождении через материал резиста. Рентгеновский фотон движется по прямой траектории до тех пор, пока не захватится атомом, который испускает при этом фотоэлектрон. Энергия фотоэлектрона равна энергии фотона рентгеновского излучения за вычетом энергии связи в несколько электрон-вольт, необходимой для удаления электрона из электронной оболочки атома. Наиболее вероятным направлением движения электрона является направление, перпендикулярное движению фотона рентгеновского луча, т. е. в плоскости резиста.

Возбужденный атом возвращается в свое основное состояние, испуская флуоресцентное рентгеновское излучение, или оже-электроны. Флуоресцентное рентгеновское излучение поглощается другим атомом, и процесс повторяется. Поскольку все процессы заканчиваются эмиссией электронов, поглощение рентгеновского излучения материалом резиста может быть представлено как испускание потока вторичных электронов. Эти электроны экспонируют резист, разрывая молекулярные цепи полимера или образуя между ними поперечные связи в зависимости от типа резиста. Все электронные резисты являются так же и рентгеновскими. Таким образом в рентгеновской литографии можно использовать резисты, применяемые в электронной литографии, которые чувствительны к фотоэлектронам, возникающими при поглощении рентгеновских лучей. Однако для экспонирования таких резистов при использовании стандартных источников излучения требуется продолжительная экспозиция (часы) вследствие малой поглощающей способности существующих рентгенорезистов и малой интенсивности рентгеновского излучения, падающего на объект. Большинство известных резистов поглощает менее 10 % падающего потока и поэтому относительно нечувствительны к рентгеновскому излучению.

Одним из путей повышения чувствительности является увеличение поглощения резистом рентгеновского излучения. Поглощение рентгеновских лучей описывается уравнением:

$$I = I_0 \exp(-\mu d), \quad (11.6)$$

где  $d$  – толщина слоя резиста,  $\mu$  – линейный коэффициент поглощения,  $I_0$  и  $I$  – интенсивность излучения до и после поглощения соответственно.

Поглощение может также повышаться с увеличением коэффициента поглощения, который связан с атомным поперечным сечением захвата рентгеновского излучения компонентами резиста. Поперечное сечение захвата рентгеновского излучения электронами в данной электронной оболочке атома изменяется с длиной волны излучения и резко увеличивается при определенных критических величинах длин волн (см. рис. 11.4). Критические величины длин волн соответствуют энергиям рентгеновского излучения, достаточным для удаления электронов из электронных оболочек атомов К, L<sub>1</sub> и т. п. Например, рентгеновское излучение с длиной волны немного более  $\lambda_K$  не может захватываться электронами К-оболочек, следовательно, в этой точке происходит резкое падение поперечного сечения захвата.

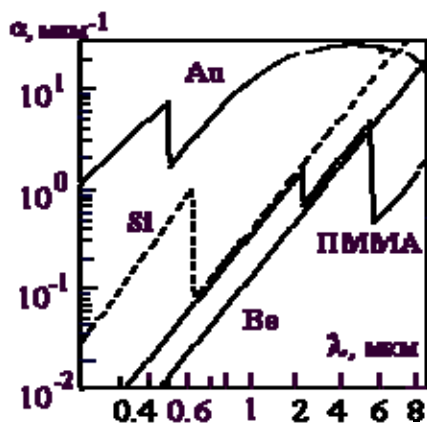


Рис. 11.4. Спектры поглощения Au, Si, Be, резиста ПММА

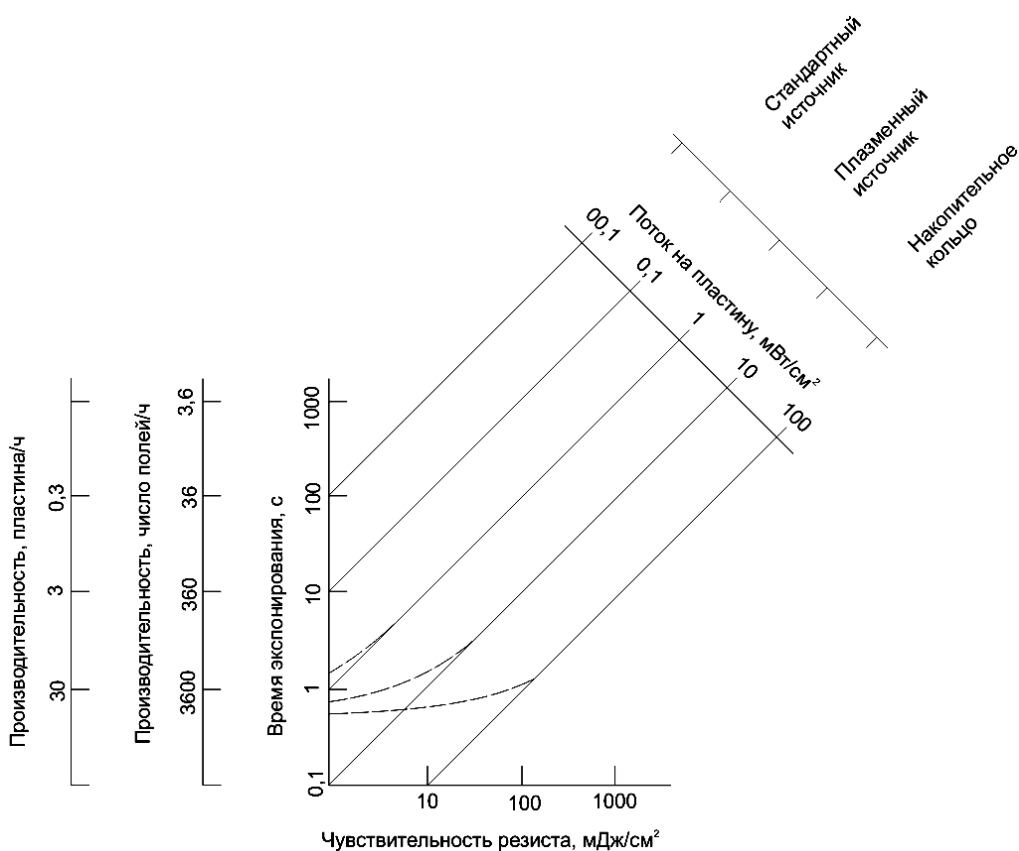


Рис. 11.5. Зависимость производительности рентгеновского экспонирования от интенсивности пучка и чувствительности резиста (для пластин  $\varnothing 125$  мм)

Чувствительность рентгеновских резистов повышается при включении в их состав компонент, у которых край поглощения лежит вблизи резонанса с длиной волны экспонирующего облучения. Например, хлор имеет длину волны характеристического К – излучения 0,44 нм и, следовательно, сильно поглощает излучение с длиной волны 0,437 нм.

Негативные рентгеновские резисты с чувствительностью выше 10 мДж/см<sup>2</sup> получены введением Cl в полимер резиста. С помощью рентгеновских трубок можно получить интенсивность рентгеновского излучения на поверхности резиста в интервале (0,01...0,10) мДж/см<sup>2</sup>·сек, с помощью плазменного источника (0,1...1,0) мДж/см<sup>2</sup>·сек. Синхротронный источник способен давать потоки рентгеновских фотонов в (10...100) мДж/см<sup>2</sup>·сек. Чувствительность же резистов колеблется в пределах (10...1000) мДж/см<sup>2</sup>, см. рис. 11.5. Поэтому всегда актуально повышение коэффициента поглощения резиста на длинах волн оптимальных для получения субмикронного разрешения.

Увеличение чувствительности не единственное требование, которому должны удовлетворять резисты для рентгеновской литографии, они должны также обладать высоким разрешением и быть стойкими к химическому, ионному и плазменному травлению.

В настоящее время не существует резистов, удовлетворяющих всем этим требованиям. Чувствительность лежит в диапазоне от 1 мДж/см<sup>2</sup> для экспериментальных резистов до 2000 мДж/см<sup>2</sup> для резиста типа ПММА (полиметилметакрилат) на длине волны 0,834 нм.

Резист ПММА является позитивным резистом, в котором рентгеновское излучение разрушает большие полимерные молекулы. Образующиеся в облученных областях меньшие молекулы быстро растворяются во время проявления. Разрешающая способность, достигнутая для резиста ПММА, составляет 50 нм, при теоретически возможной 5 нм. Этот резист является базовым для рентгеновской и электронной литографий. На его основе выпускается более десяти типов позитивных резистов с галогенными и другими заместителями с чувствительностью в диапазоне (20...1000) мДж/см<sup>2</sup>.

### 11.3. Рентгеновские шаблоны

Рентгеновские шаблоны, применяемые в рентгеновской литографии, должны удовлетворять довольно сложным и специфическим требованиям. С одной стороны, шаблон должен хорошо пропускать рентгеновское излучение в местах, где отсутствует поглощающий слой, с другой – хорошо поглощать его в непрозрачных местах, то есть необходимо добиваться максимума контрастности  $s = TM/TS$ , где  $TM$  – проницаемость поглощающего слоя, а  $TS$  – проницаемость мембраны шаблона. Рентгеношаблоны должны также обладать высокой теплопроводностью и радиационной стойкостью, обеспечивающих стабильность субмикронных размеров элементов заданной топологии при облучении их мощными пучками рентгеновского излучения, быть механически прочными и иметь поверхность с отклонением от плоскостности не более 1 мкм по всему рабочему полю с микронеровностями не превышающими 0,1 мкм.

Исходя из этих требований, материалами для подложки шаблона могут быть слабо поглощающие рентгеновское излучение Be, Si, Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>, SiO<sub>2</sub>, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> и ряд полимерных пленок, а в качестве поглощающих слоев использоваться слои из золота, платины, рения, вольфрама, тантала или других металлов с большим атомным номером. Причем требование необходимого для литографического процесса контраста ограничивают толщину подложек шаблона в несколько единиц микрометров, при толщине поглотителя (0,5...1,5) мкм.

Из всех материалов бериллий имеет наиболее низкий коэффициент поглощения рентгеновского излучения. Одного ему свойственны недостатки, которые становятся существенными при использовании его в качестве материала для шаблона: хрупкость, оптическая непрозрачность, токсичность, из-за которой резку и полировку пластин



необходимо проводить в специальных условиях, а также высокий коэффициент теплового расширения. Не находят широкого применения также и шаблоны из алюминия с мембраной из  $Al_2O_3$ , получаемой анодированием  $Al$ , так как при этом получается пористая поверхность, что для рентгеношаблонов неприемлемо. Кремний и полимерные пленки, несмотря на большой коэффициент поглощения, являются более подходящими материалами для шаблона. Кремний, имеющий скачок поглощения при  $\lambda = 0,674$  нм, может использоваться в качестве мембраны рентгеношаблона при экспонировании излучением с большей длиной волны. Майлар и другие полимерные материалы не имеют скачков поглощения в области длин волн  $\lambda < 2,0$  нм и могут быть использованы при более коротких длинах волн с очень небольшим ослаблением.

Шаблоны из полимерных пленок характеризуются простотой технологии изготовления, высокой прочностью и соответственно могут иметь большую площадь без опорных ребер. Существенными недостатками рентгеношаблона на полимерных мембранах является неровная поверхность и низкая удельная теплопроводность. Из-за низкой удельной теплопроводности полимеров трудно осуществлять отвод тепла, генерируемого поглощаемым рентгеновским излучением, а из-за неровности поверхности на ней проблематично получение субмикронных размеров элементов топологического рисунка. Поэтому в субмикронной рентгеновской литографии в качестве подложки шаблона наибольшее распространение получили кремниевые мембраны толщиной  $\sim 2$  мкм.

Особенностью  $Si$  шаблонов является то, что мембрана и подложка, на которой она формируется состоят из одного материала, и следовательно имеют один коэффициент температурного расширения, обеспечивающий равный уход размеров при нагревании.

Мембрана необходимой толщины формируется на кремниевой пластине либо легированием поверхности пластины на глубину  $\sim 2$  мкм бором и ее селективном травлении, либо методом эпитаксиального выращивания на поверхности пластины нескольких слоев  $Si$ ,  $Si_3N_4$ ,  $SiO_2$ . При этом растворение кремния прекращается при достижении слоя легированного бором и выращенной эпитаксиальной пленки соответственно.

Серьезной проблемой изготовления кремниевых шаблонов являются деформации, причинами которых являются как механические напряжения в мембране, возникающие при нанесении на нее металлических поглощающих слоев, образующих топологический рисунок, так и напряжения, присущие самому материалу мембраны. Причем величина механических напряжений возрастает с увеличением толщины слоя поглотителя и становится критической уже при толщине поглощающего слоя  $\sim 1$  мкм.

Поиск способов устранения этих напряжений ведется в направлении подбора параметров нанесения материалов поглотителя, а также использования многослойных структур определенной композиции, где удастся скомпенсировать напряжения в соседних слоях. Наименьшей величиной внутреннего напряжения, возникающего без приложения внешних сил, характеризуются слои нанесенные гальваническим путем. Рисунок на шаблоне обычно формируют с использованием электронно-лучевой литографии в сочетании с методами сухого травления. Для сохранения высокого разрешения и точного управления размерами элементов рисунок, сформированный в золотой пленке, должен иметь вертикальные стенки окон. Это требование легче всего выполняется при формировании рисунка в тонкой пленке золота, которая используется при большой длине волны экспонирующего облучения. Технология изготовления рентгеновского шаблона разработана не окончательно. Еще предстоит решить ряд проблем: улучшение долгосрочной стабильности рисунка шаблона, исключение нерезкости краев элементов рисунка, ухудшающей разрешающую способность шаблона, и уменьшение плотности дефектов шаблона. От решения этих проблем зависит развитие субмикронной рентгеновской литографии.

#### 11.4. Экспонирование полупроводниковых пластин на каналах синхротронного излучения

Рентгеновская литография возникла и развивается в основном как перспективный метод производства интегральных схем с микронными и субмикронными размерами отдельных элементов. Для создания даже простейшей интегральной схемы требуется большое число технологических этапов, в которые входит многократное экспонирование на одну и ту же пластину различных рисунков с некоторой последовательности различных шаблонов. При этом возникает задача точного автоматического совмещения очередного шаблона с экспонируемой пластиной, на которой уже сформирована часть общего топологического рисунка и точного выставление зазора между шаблоном и пластиной. Кроме того в процессе экспонирования необходим контроль за термическим расширением шаблона и подложки и контроль за проявлением возможных последствий этого расширения в виде изгибов и других деформаций системы шаблон-пластина, ведущих к искажению субмикронных размеров отдельных элементов переносимого с шаблона на резист изображения.

Указанные задачи решаются с помощью специальных устройств – рентгеновских степперов, сложных оптико-механических устройств, стоимость которых сопоставима со стоимостью канала синхротронного излучения на специализированном источнике СИ.

Рентгеновский степпер, работающий в лаборатории литографии института микроструктурных исследований им. Фраунгофера (Германия), осуществляет юстировку методом распознавания образов с помощью оптической системы, нечувствительной к изменениям взаимного расположения шаблона и кристаллической пластины, происходящим в процессе работы. Подробные технические данные степпера приведены табл. 11.2.

Таблица 11.2

*Технические данные рентгеновского степпера KSM MAX-I  
(Фирма «Сьюс», «Сименс», Институт микроструктурных исследований им. Фраунгофера)*

Максимальный диаметр пластинки кристалла	175 мм
Максимальный размер шаблона	100×90 мм
Точность установки элементов до автоматической юстировки	± 20 мкм
Точность автоматической юстировки	± 0,02 мкм
Максимальное перемещение по осям X,Y	175 мм
Точность перемещения	1 мкм
Максимальная скорость передвижения	150 мм/сек
Наименьший шаг пьезоэлемента	0,01 мкм
Диапазон изменения величины зазора шаблон-пластина	50 мкм
Точность установления зазора	0,3 мкм
Геометрические размеры (длина, ширина, высота)	1330, 800, 1220 мм

Проведенные исследования показали, что стандартное отклонение совмещения рисунка на шаблоне с рисунком на пластине не превышает 40 нм.

Синхротронное излучение имеет малый угловой размер ( $\psi < 10^{-3}$  рад) в вертикальной плоскости, что соответствует вертикальному размеру пучка СИ на расстоянии 10 метров от точки излучения  $\sim 1$  см. Необходимый горизонтальный размер пучка излучения устанавливается с помощью простого коллиматора.

Для того, чтобы увеличить площадь облучаемой поверхности /поле экспозиции/ в вертикальном направлении используются два метода. Первым из них является применение сканирующих рентгеновских зеркал так, как это показано на схеме, (рис. 11.6)

реализованной на специализированном источнике СИ BESSI. Здесь используется плоское зеркало, сделанное из специального стекла размером  $15 \times 100 \times 3$  см<sup>3</sup> с гладкостью поверхности, характеризующейся среднеквадратичной величиной  $\leq 5$  нм. Во время экспозиции производится покачивание зеркала с частотой между 0,1 и 1 Гц. Диапазон сканирования составляет  $0,8^\circ - 0,3^\circ$  с однородностью дозы облучения на поверхности резиста лучше, чем 10 %. Зеркало поддерживается в вакууме, равном приблизительно  $10^{-7}$  Па так, что время его работы превышает 10000 экспонирований. Этим методом возможно производить одношаговое экспонирование площади, равной  $5 \times 5$  см<sup>2</sup>, но потеря интенсивности излучения составляет около 50 %.

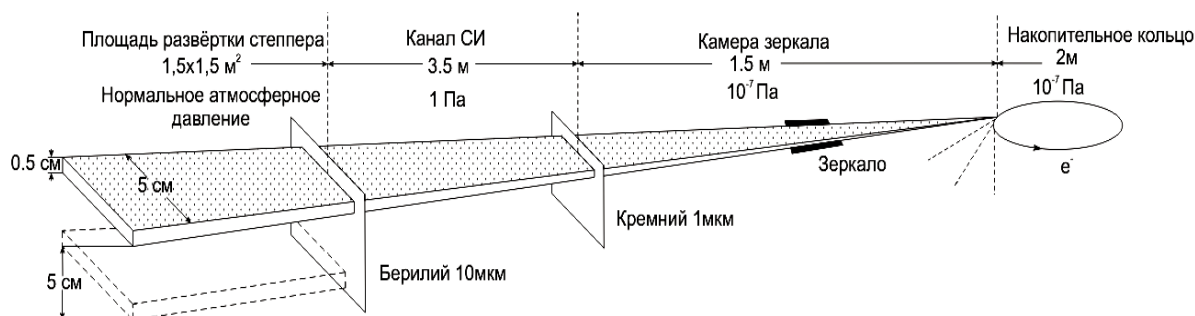


Рис. 11.6. Увеличение экспонируемой площади пластины пучком СИ с помощью качающегося зеркала

Альтернативным методом увеличения площади облучаемой поверхности является метод смещения положения равновесной орбиты электронов в накопительном кольце так, как это показано на рис. 11.7. На этом рисунке (внизу) приведены результаты экспонирования резиста с частотой качания электронного пучка между 0,1 и 1 Гц. Проявленный резист, характеризуется очень равномерной дозой облучения во всем диапазоне заданной апертуры, используемых окон. При сравнении обоих методов увеличения экспонируемой поверхности, оказывается, что метод смещения орбиты электронного пучка является более предпочтительным, поскольку в данном случае не существует потерь интенсивности и не используются какие-либо движущиеся части. Однако главным недостатком этого метода является большая величина необходимой апертуры выходного окна из вакуумной камеры, в результате чего возможно значительное увеличение стоимости накопителя.

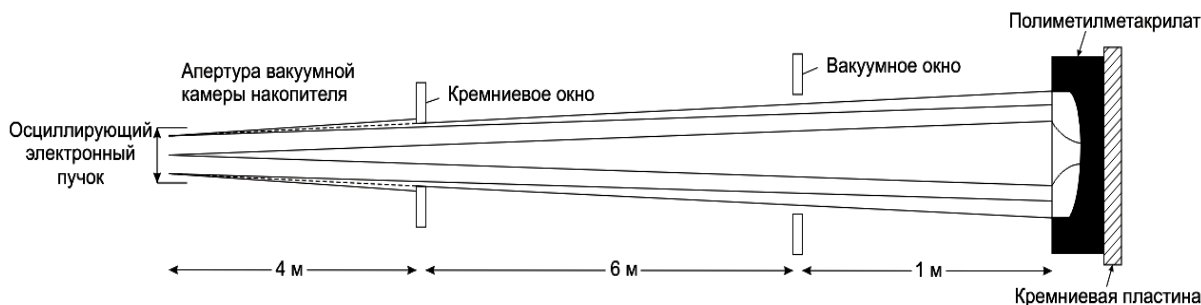
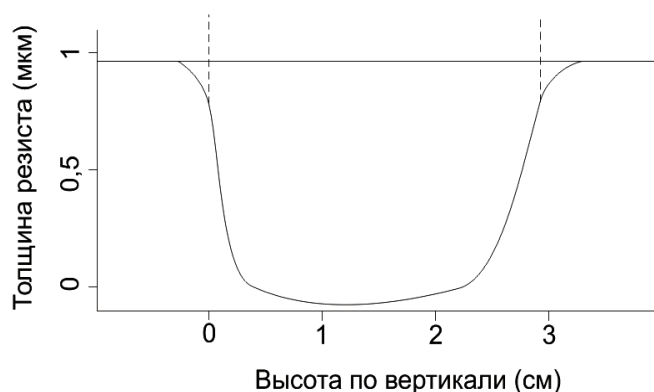


Рис. 11.7. Метод увеличения площади облучаемой поверхности путем смещения положения равновесной орбиты электронов в накопительном кольце

Высокая коллимация ( $10^{-3} \dots 10^{-4}$  рад) и высокая интенсивность пучка синхротронного излучения ( $0,1 \dots 10$  Вт/см<sup>2</sup>) позволяет не только получать высококачественные субмикронные изображения шаблонов в резистах за малое время экспозиции (несколько се-

кунд по сравнению с несколькими часами при использовании обычных рентгеновских установок), но и перейти при длинах волн (0,2...1) нм к изготовлению литографическим методом *трехмерных микроструктур* с высоким аспектным отношением (более 100).т. е. отношение линейных размеров топологического рисунка микроструктуры к ее толщине составляет 100 и более. Например, получать цилиндрические отверстия диаметром от 0,1 мкм в полимерных пленках толщиной в несколько десятков мкм. Такой литографический процесс получил название *глубокой рентгеновской литографии* с синхротронным излучением (ГРЛ СИ) и является первым этапом LIGA-технологии от слов Lithography, Galvanization, Abformen. LIGA-технология позволяет изготавливать калиброванные микроструктуры и наноструктуры любых форм и из любых материалов металлов, стекол, керамики для различных изделий микромеханики, путем заполнения формы, полученные в полимерах ГРЛ СИ, металлами с помощью гальванических методов или формуруя в таких металлических формах структуры из стекол и керамик. Таким способом изготавливаются например микродвигатели с размерами в несколько микрон, микронасосы, оптические элементы, различные типы датчиков. LIGA-технология приводит к существенному изменению в возможностях механических устройств в робототехнике, медицине, оптике и др. Суперэкономичные и надежные микромеханизмы и компоненты (разъемы, датчики) могут существенно изменить все отрасли технологий. На рис. 11.8 приведена типичная схема канала для глубокой рентгеновской литографии созданного на специализированном источнике СИ «АНКА» в институте синхротронного излучения исследовательского центра Карлсруе в Германии.



#### 11.5. Изготовление микро- и нано-структур методом глубокой рентгеновской литографии



Рис. 11.8. Схема канала для глубокой рентгеновской литографии созданного на специализированном источнике СИ «АНКА»

С целью освоения LIGA – технологии в Сибирском регионе в 1992 г. была создана коллаборация из сотрудников ИЯФ СО РАН, НИИ «Восток» г. Новосибирск, а также НИИ ЯФ ТПУ и НИИ полупроводниковых приборов г. Томск.

Первой задачей, которую должна была решить эта группа в рамках создания процессов LIGA-технологии, была задача разработки технологии изготовления рентгеношаблонов для глубокой рентгеновской литографии и получения методом ГРЛ СИ простых тестовых микроструктур. Примером таких структур, имеющих самостоятельное значение, являются полимерные мембраны с регулярным расположением калиброванных пор субмикронных размеров. Методами LIGA-технологии такие мембраны могут быть изготовлены из широкого круга материалов, иметь заданные шаблоном размеры и форму пор и при этом обладать высокой геометрической прозрачностью – пористостью (до 50 %).

Области применения таких мембран чрезвычайно многообразны – от микрофльтрации, концентрирования и низкотемпературной стерилизации растворов и смесей в различного вида технологиях до создания современных одноразовых устройств для плазмафереза и элиминации из крови и лимфы токсинов различной природы, гемодиализаторов, оксигенаторов, бинтов для перевязки ожоговых ран, средств индивидуальной защиты и др.

Регулярные трековые мембраны обладают существенными преимуществами перед мембранами, получаемыми как традиционными методами коллоидной химии, так и методами прошивки ионами, ускоренными до нескольких десятков МэВ на циклотронах – ядерные трековые мембраны (ЯТМ). ЯТМ характеризуются широким спектром распределения взаиморасположения микропор, а также низкой прозрачностью (< 10 %), что обусловлено стохастическим характером пространственного распределения ионов в используемых пучках. Увеличение величины пористости таких мембран путем увеличения тока пучка ионов или длительности облучения ограничивается фактами перекрытия соседних пор, что приводит к снижению их селективности.

Для изготовления первых образцов регулярных микромембран использовался хорошо зарекомендовавший себя при изготовлении планарных изделий микроэлектроники рентгеношаблон на кремниевой мембране с поглощающим слоем из золота. Изготовление рентгеношаблона начинается с легирования исходной кремниевой пластины бором на глубину 2 мкм. При селективном химическом травлении кремниевой пластины процесс травления при достижении легированного слоя прекращается. Таким образом формируется достаточно прозрачная для рентгеновского излучения с длиной волны до 5 нм кремниевая мембрана, на поверхности которой наносится слой резиста толщиной (0,5...1) мкм.

Необходимая топология регулярной трековой мембраны создается на электронном литографе ZBA-20. В образовавшиеся после проявления резиста окна гальваническим методом наносится поглощающий слой золота. По такой технологии были изготовлены Si-рентгеношаблоны двух типов: с рабочим полем 5×5 мм<sup>2</sup> и 2×25 мм<sup>2</sup>. Оба рентгеношаблона имели в поглощающем слое из Au отверстия диаметром 0,3 и 0,5 мкм, расположенные в узлах решетки с шагом 1 мкм.

После проведения анализа полимерных пленок из полиэтилена, полиимида, фторопласта, лавсана по их механическим, тепловым и радиационным характеристикам в качестве материала для микромембран, был выбран лавсан. Лавсановые пленки различной толщины выпускаются в большом количестве промышленностью для изготовления конденсаторов и при высоком качестве по однородности и плотности отличаются механической прочностью и стабильностью размеров, сформированных внутри их структур, в широком интервале температур (от 200°С до температуры жидкого азота). Такие пленки биологически нейтральны и прошли различного типа испытания при использовании в медицине изготовленных из них «ядерных фильтров».

Основой процесса экспонирования под действием СИ является деструкция длинных молекулярных цепей в короткие, которые и растворяются щелочным травителем.

Предельные характеристики экспонирования в рентгеновских лучах зависят от статистики поглощения рентгеновского фотона и процессов образования при этом Оже- и фотоэлектронов, передающих энергию молекулам полимерной пленки. Время экспонирования  $t$  было оценено по формуле (11.5), используя параметры СИ в канале накопителя ВЭПП-3 при энергии электронов  $E = 1200$  МэВ, накопленном токе  $I_{\text{уск}} = 100$  мА, которое оказалось примерно равно:  $t = 30$  минут для лавсана. При этом экспозиционная доза составляет около  $(1,5 \dots 2) \cdot 10^4$  Дж/см<sup>3</sup>.

После сделанной оценки было проведено экспонирование лавсановых пленок с набором доз  $(1,0; 1,5; 2,0; 2,5) \cdot 10^4$  Дж/см<sup>3</sup>. Затем пленки были протравлены в 20 % растворе едкого натрия при температуре 40°C. После промывки и сушки часть полученных пленок была металлизирована танталом и они были исследованы на растровом электронном микроскопе. Итоговые фотографии мембран на основе лавсановых пленок приведены на рис. 11.9.

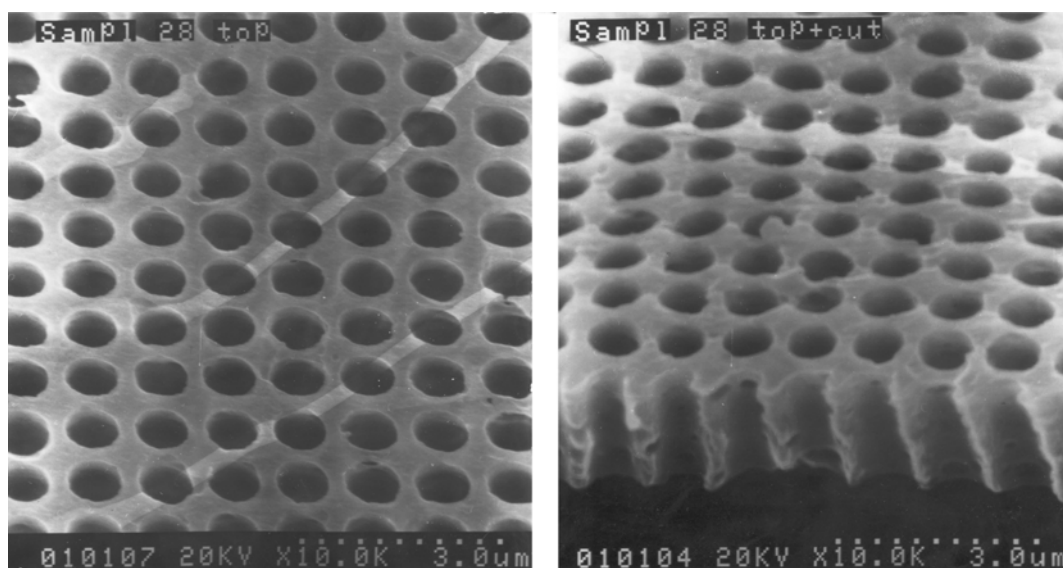


Рис. 11.9. Фотографии регулярной мембраны, полученных на пучке синхротронного излучения

Фотография среза микромембраны свидетельствует о том, что поры сквозные и имеют цилиндрическую форму. Измерения размеров пор, сделанные на электронном микроскопе, дают значения диаметров пор для двух образцов наших мембран  $0,32 \pm 0,02$  мкм и  $0,54 \pm 0,02$  мкм. Поры расположены по углам регулярной квадратной сетки с шагом 1 мкм в соответствии с топологией рентгеношаблонов, рассчитанной из данных измерений.

К настоящему моменту (2008 г.) изготовлено более сотни различных образцов *регулярных* микропористых лавсановых мембран. Рабочая поверхность мембран заполнена сквозными однородными отверстиями диаметром от 0,3 до 0,6 мкм, расположенными в узлах двумерной регулярной сетки с шагом 1 мкм. Большей частью толщина пленок таких мембран составляет 3 мкм, хотя изготавливались образцы и с толщиной до 10 мкм. Отличительное свойство таких мембран – их высокая прозрачность (до 30 % – в изготовленных прототипах; потенциально же может быть выше 50 %) при одновременной высокой однородности размеров отверстий ( $\pm 0,02$  мкм). Эти особенности мембран делают их очень привлекательными в качестве высокоэффективных фильтров при использовании в фармакологии для фильтрации лекарств, биопрепаратов, для холодной стерилизации в медицине. Так, например, при испытании мембран в Институте кристаллографии РАН оказалось, что при определенном размере отверстий через мембраны со 100 % гарантией

не пропускаются бактерии кишечной палочки. Указанные особенности регулярных мембран позволяют использовать их для получения микропорошков с сертифицированным размером частиц, для аттестации других типов фильтров, в качестве фильтров УФ и мягкого рентгеновского излучения, а также в других областях применений.

Другой возможной схемой получения порообразующей матрицы представлена на рис. 11.10. Согласно этой схеме субмикронная порообразующая структура формируется в процессе селективного роста кристаллов на GaAs подложке в протравленных окнах слоя SiO<sub>2</sub>. Технология выращивания GaAs структур с аспектным отношением > 30 принципиально отработана, в настоящее время отлаживается технология выращивания таких структур на кремнии и молибдене. Перспективно изготовление порообразующих структур методами LIGA-технологии.

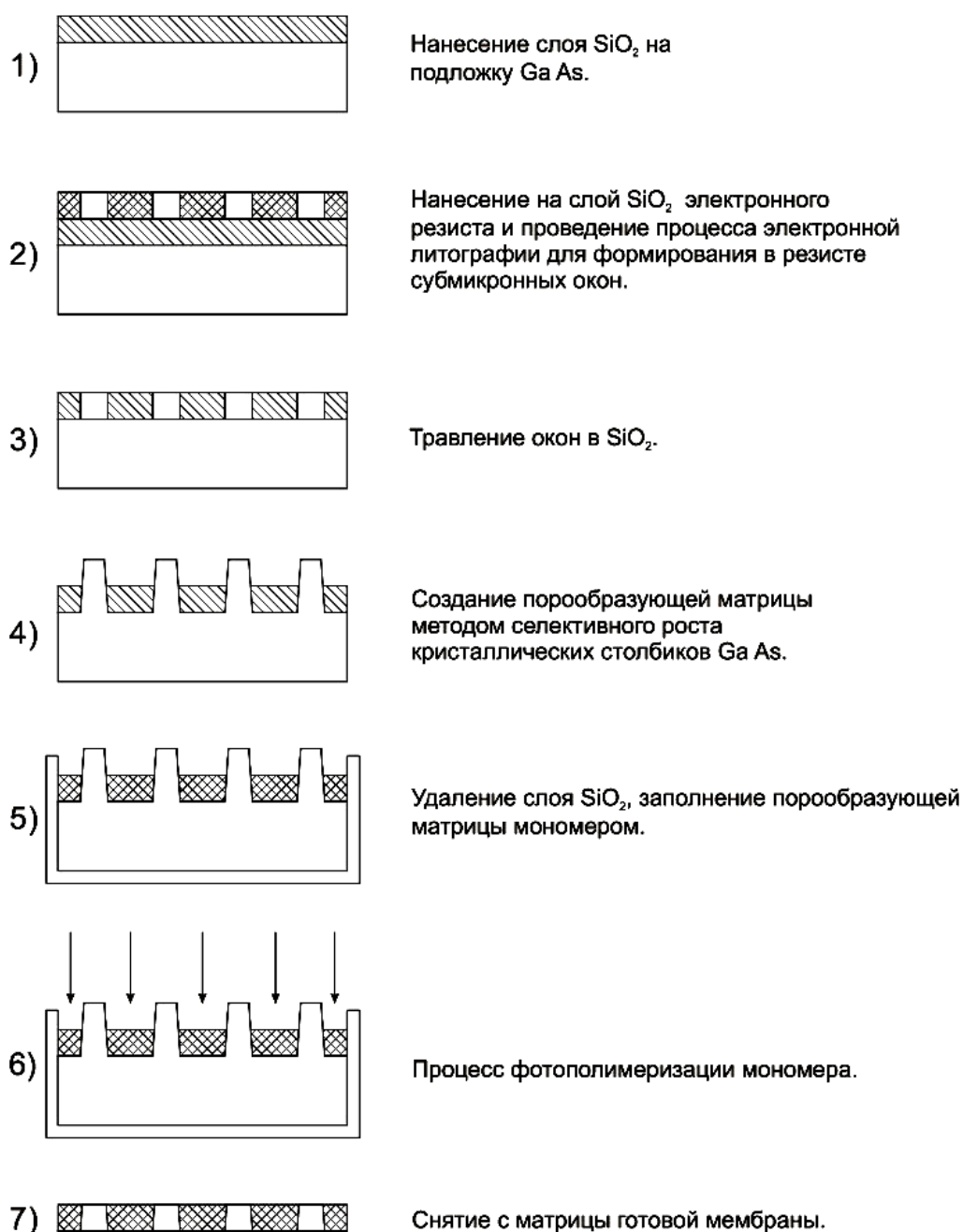


Рис. 11.10. Технологическая схема изготовления регулярных мембран методом полимеризации на порообразующей матрице

Подобная технология может быть применена также для изготовления современных аналитических систем на основе микрочипов, представляющий собой пакет из герметично соединенных между собой стеклянных и полимерных пластин, в которых создана система камер и каналов широко используемых для исследований в молекулярной и физико-химической биологии, генной инженерии, медицине, экологии обеспечивающих информативность и высокую производительность с предельно малым расходом пробы анализируемого вещества. Одна из прогрессивных концепций развития аналитической техники для таких применений – создание «лабораторий на чипе» (lab-on-a-chip), позволяющая объединить в микроформате чипа системы и устройства, в которых реализованы принципы электрокинетического движения пробы (транспортировка, дозирование и смешивание пробы и реагента, внедрение в пробу флуоресцентных меток и др.), разделения пробы на фракции, например методами фильтрации через регулярные мембраны с заданными размерами калиброванных пор, возбуждения фотохимических реакций и детектирование продуктов таких реакций. В микрочипе, при реализации соответствующей топологии, могут быть реализованы многостадийные реакции с разделением и детектированием полученного продукта.

С использованием описанных выше технологий возможно серийное изготовление хрусталика глаза, изготовленная стандартным образом из пластмассы. На изогнутой поверхности рефракционной линзы методом рентгеновской литографии (использовано одно из преимуществ рентгенолитографии – возможность создания микроструктур на неплоских поверхностях) формировалась глубокая (10 мкм) дифракционная структура френелевского типа (концентрические кольца), чтобы сделать хрусталик 2-х – 3-х фокусным. В результате получился однокомпонентный рефракционно-дифракционный искусственный хрусталик глаза с новыми свойствами. Изготавливались и опробовались и плоские дифракционные решетки с глубоким профилем как на отражение, так и на пропускание для видимого диапазона.

При формировании глубоких дифракционных структур (глубина от десятка мкм и более – конформные структуры высоких порядков) появляется дополнительная степень свободы. Это позволяет сделать, например, плоскую апохроматическую дифракционную линзу, у которой фокус будет неизменным в широком диапазоне длин волн (все обычные дифракционные элементы страдают сильными хроматическими аберрациями, т. е. зависимостью от длины волны). Принципиально доказана перспективность глубокой рентгенолитографии в создании чисто дифракционных или гибридных (рефракционно-дифракционных) изделий микрооптики с интересными оптическими свойствами.

Существуют проблемы, которые предстоит решить при создании таких элементов.

Одна из них – уменьшение шероховатости поверхности глубоких микроструктур для подавления диффузно рассеянного света (диффузное рассеяние света на микрошероховатостях ухудшает оптические свойства изделий). К настоящему моменту уже получены некоторые результаты в этом направлении.

Еще одно направление работ по LIGA-технологии – *микроструктурированные люминофорные экраны* для рентгеновского диапазона спектра, в частности, для регистрации результатов маммографических исследований, где важной задачей является как можно более раннее обнаружение зарождающихся кальцинированных опухолей. Хотя пространственное разрешение современных рентгеновских пленок и достигает 3 мкм, реально они не используются напрямую в медицинских исследованиях, поскольку при используемых энергиях рентгеновских квантов в десятки и сотни кэВ эффективность регистрации таких пленок в лучшем случае составляет несколько процентов. Это означает, что более 90 % необходимой для получения изображения дозы было бы просто паразитным для пациента. Поэтому на практике стандартно используют усиливающие экраны – слой рентгеновского люминофора достаточной толщины, чтобы он



хорошо поглощал рентген. К нему плотно прижимают обычную фотопленку, потому что используемые для этих целей люминофоры излучают в видимом диапазоне. Рентгенолюминофор, поглощая рентгеновское излучение, преобразует его в свет, который эффективно и засвечивает пленку. Использование усиливающих экранов в десятки и сотни раз повышает чувствительность пленки к жесткому рентгену, но за это приходится платить потерей пространственного разрешения, которое в типичных ситуациях, как правило, не лучше 100 мкм. Ухудшение разрешения связано с тем, что свет, возникающий в глубине люминофорного слоя при поглощении рентгеновского кванта, приходит на пленку в виде размазанного пятна. Микроструктурированные люминофорные экраны – это попытка решения проблемы улучшения пространственного разрешения при сохранении высокой эффективности регистрации. Если в толстом люминофорном слое исключить распространение света вдоль слоя, оставив свету возможность выхода на пленку только перпендикулярно поверхности люминофорного экрана, то это должно улучшить пространственное разрешение. Созданные у нас прототипы представляют собой пластинки из оргстекла, на поверхности которых методом глубокой рентгенолитографии сформирован регулярный массив ячеек –  $25 \times 25$  мкм<sup>2</sup> «колодцев» с глубиной от 40 до 120 мкм, расположенных с периодом 30 мкм. Стенки «колодцев» покрыты тонким металлическим слоем для предотвращения распространения света между разными ячейками (не потерять пространственное разрешение!), а затем «колодцы» заполнены рентгенолюминофорными зернами с оптически прозрачным наполнителем. Эксперименты подтвердили, что при использовании таких структурированных экранов действительно достигается разрешение 30 мкм – размер ячейки. Конечно, здесь пока та же недоработка, что и в регулярных мембранах – малые размеры экрана. Для практических применений в медицинских исследованиях реально нужны экраны с размерами  $10 \times 10$  см<sup>2</sup> и больше, наши же сегодняшние тестовые образцы имеют площадь около  $2 \times 2$  см<sup>2</sup>. Остается и ряд вопросов исследовательского плана, касающихся как оптимизации параметров экранов для достижения максимальной эффективности регистрации (оптимальные глубина «колодцев», светоотражающее покрытие их стенок, наполнитель люминофора и т. д.), так и продвижения в сторону еще лучшего разрешения.

## Список литературы

1. И. Броудай, Дж. Мерей. Физические основы микротехнологии: пер. с англ. – М.: Мир, 1985. – 496 с., ил.
2. У. Моро. Микролитография: в 2-х ч. Пер. с англ. – М.: Мир, 1990. – 605 с.; ил.
3. Л.Д. Артамонова, Е.С. Глушкин, А.А. Красноперова и др. Эксперименты по рентгеновской литографии с использованием синхротронного излучения накопителя ВЭПП – 2М // Труды Всесоюзного совещания по использованию синхротронного излучения (доклады) СИ – 82. – Новосибирск, 1982. – С. 260–277.
4. H. Betz. High resolution lithography using synchrotron radiation // Nuclear Instruments and Methods in physics research. – 1986. – A 246. – P. 658–667.
5. И.М. Тернов, В.В. Михайлин. Синхротронное излучение. Теория и эксперимент. – М.: Энергоатомиздат, 1986. – 296 с.
6. Г.В. Фетисов. Синхротронное излучение. Применение для исследования структуры вещества. – М.: Физматлит, 2007. – 700 с.
7. Бровков В.А., Тимченко Н.А., Юрченко В.И. // Электронная промышленность. – 1993. – № 9. – С. 33–37.
8. Трековые мембраны: синтез, структура, свойства и применения / под ред. П.Ю. Апеля, Б.В. Мчедlishvili. – М.; Институт кристаллографии им. А.В. Шубникова РАН, 2004. – 171 с.

9. Глазунова Н.В., Громова Л.П., Канаев В.Г., Ларионова Е.Г., Литвин С.В., Тимченко Н.А. Юрченко В.И. Электронная промышленность. – 1998. – № 1–2. – С. 58–63.
10. Litvin S.V., Kanaev V.G., Larionova E.G., Glazunova L.P., Timchenko N.A., Yrchenko V.I., Mezentseva L.A., Nazmov V.P., Pindyurin V.F. Emerging Lithography technologies III proceeding of SPIE. – 1999. – V. 3676. – P. 47.
11. Artamonova L.D., Barychev V.B., Brovkov V.A., Bufetov N.S., Cherkov G.A., Chesnokov V.V., Gashtold V.N., Kulipanov G.N., Makarov O.A., Mezentseva L.A., Mishnev S.I., Mchedlishvili B.V., Nazmov V.P., Pindyurin V.F., Prokopenko V.S., Reznikova E.F., Skrunski A.N., Timchenko N.A. 4th Intern. Conf. Of Synchrotron adirtion Sources and 2nd Asian Forum on Synchrotron Radiation (Kyongiu, Korea, October 25–27, 1995), eds. Moohyun Yoon and Sang Hoon Nam, PAL. POSTECH, Pohand, Kyungbuk, Korea. – P. 375–383.
12. Виленский А.И., Макаров О.А., Мезенцева Л.А., Мchedlishvili Б.В., Пиндюрин В.Ф., Тимченко Н.А. Радиационно-химические превращения в полимерах под действием синхротронного излучения и получение регулярных трековых мембран // Сборник докладов Национальной конференции по применению рентгеновского, синхротронного излучения, электронов и нейтронов для исследования материалов. – Дубна: ОИЯИ. – 1998. – Т. 3. – С. 339–344.
13. Brovkov V.A., Makarov O.A., Mchedlishvili B.V., Pindurin V.F., Timchenko N.A. Nuclear Instruments and Methods in phys. research A. – 1995. –V. 359. – P. 409–411.

Учебное издание

ЗАБАЕВ Виктор Николаевич

# ПРИМЕНЕНИЕ УСКОРИТЕЛЕЙ В НАУКЕ И ПРОМЫШЛЕННОСТИ

Учебное пособие


Научный редактор  
доктор физико-математических наук,  
профессор *А.П. Потылицын*  
Редактор *И.О. Фамилия*  
Компьютерная верстка *И.О. Фамилия*  
Дизайн обложки *И.О. Фамилия*

Подписано к печати \_\_. \_\_. 2011. Формат 60x84/8. Бумага «Снегурочка».  
Печать XEROX. Усл.печ.л. 22,68. Уч.-изд.л. 20,51.  
Заказ \_\_\_-11. Тираж 100 экз.



Национальный исследовательский Томский политехнический университет  
Система менеджмента качества  
Томского политехнического университета сертифицирована  
NATIONAL QUALITY ASSURANCE по стандарту ISO 9001:2008



ИЗДАТЕЛЬСТВО  ТПУ. 634050, г. Томск, пр. Ленина, 30  
Тел./факс: 8(3822)56-35-35, www.tpu.ru